



# MATEMATICKÝ MODEL CLONKY V ZÁVISLOSTI DIFERENČNÍHO TLAKU A PRŮTOKU PRO NEONATOLOGICKÉ VYSOKOFREKVENČNÍ VENTILÁTORY

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika

*Autor práce:* **Veronika Lamačová**  
*Vedoucí práce:* Ing. Darina Jašíková





# MATHEMATICAL MODEL OF APERTURE IN DEPENDENCE ON DIFFERENTIAL PRESSURE AND FLOW RATE FOR NEONATAL HIGH-FREQUENCY VENTILATORS

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology

*Author:* **Veronika Lamačová**  
*Supervisor:* Ing. Darina Jašíková



## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Veronika Lamačová**  
Osobní číslo: **Z11000008**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Matematický model clonky v závislosti diferenčního tlaku a průtoku pro neonatologické vysokofrekvenční ventilátory**  
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Vytvoření modelu ve vývojovém prostředí CAD
2. Matematický výpočtový model v prostředí Multiphysics Simulation a Ansys Fluent
3. Provedení výpočtů několika diferenčních tlaků v závislosti na simulovaném průtoku, vyhodnocení profilů rychlosti proudění
4. Porovnání výsledků s paralelně probíhajícím experimentem

Teoretická východiska:

V současné době není dostupné žádné komerční měřidlo použitelné pro vysokofrekvenční tryskovou a vysokofrekvenční oscilační ventilaci pro měření dechových objemů. Důležitou součástí měřidla je senzor průtoku, kterému se budu v této práci věnovat. Jako senzor průtoku je vybrána měřicí clona, která je určena pro zjišťování velikosti dechového objemu pacienta připojeného na vysokofrekvenční ventilátor. V praktické části práce se budu zabývat návrhem modelu v programu AutoDesk Inventor a matematickou simulací proudění v programu ANSYS Fluent. Výsledkem práce bude ověření matematické simulace měřením na reálném modelu.

Výzkumné otázky:

Jak bude vypadat matematický model s různými parametry zúžení?

Jaké budou vhodné okrajové podmínky pro simulaci proudění uvnitř navrženého modelu?

Jak bude vypadat a jakou bude mít rychlost proudění u vybraného simulačního modelu?

Metoda:

Teoreticko-výzkumná práce.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experiment, vyhodnocení dat na základě matematického modelu.

Místo a čas realizace výzkumu:

listopad 2013 - únor 2014, TUL Liberec.

Vzorek:

Nepředpokládáme využití respondentů.



Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

**50 - 70 stran**

**viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce:

**Ing. Darina Jašíková**

Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Datum zadání bakalářské práce:

**12. září 2013**

Termín odevzdání bakalářské práce:

**30. dubna 2014**

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs

rektor



Mgr. Marie Froňková

pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014



# Příloha zadání bakalářské práce

## Seznam odborné literatury:

MUNTAU, Ania Carolina. *Pediatric. 1. české vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2525-3.*

DORT, Jiří. A KOL. *Ošetrovatelské postupy v neonatologii. 1. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011. ISBN 978-80-7043-944-9.*

ĎAĎO, Stanislav, Ludvík BEJČEK a Antonín PLATIL. *Měření průtoku a výšky hladiny. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 447 s. ISBN 80-730-0156-X.*

KUDRNA, Petr. *Monitorace vysokofrekvenční tryskové ventilace u extrémně a těžce nezralých novorozenců. Kladno, 2012. Studie v rámci doktorského studia. ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Hozman. Obhájeno.*

PROCHÁZKOVÁ, Radka. *Senzor průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci. Kladno, 2013. 58 s. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna. Oponent práce Ing. Richard Grünes, Ph.D. Obhájeno 26. 6. 2013.*

ROUBÍK, Karel. *Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace: Autoreferát habilitačnej práce k habilitačnému pokračovaniu za docenta v odbore Biomedicínske inžinierstvo. Košice, 2006. Autoreferát habilitačnej práce.*

*Technická univerzita v Košiciach Strojnícka fakulta. ISBN 80-8073-674-X*  
ČSN EN ISO 5167-1. *Měření průtoku tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu - Část 1: Obecné principy a požadavky. 2003*

ČSN EN ISO 5167-2. *Měření průtoku tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu - Část 2: Clony. 2003.*

IMAHA SPOL. S R.O. *Měření průtoku škrťacími prvky - Měřicí tratě, clony, dýzy ISA a Venturiho trubice a dýzy — IMAHA spol. s r.o. [online]. Design JIRAK, code sStudio, 2012 [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://www.imaha.cz/kategorie/merici-trate-clony-dyzy-isa-venturiho-trubice-a-dyzy>*

Bunnell Incorporated: *High Frequency Specialists [online]. 2013 [cit. 2013-11-18]. Dostupné z: <http://www.bunl.com/index.html>*

MIRELES-CABODEVILA, Eduardo. *Alternative modes of mechanical ventilation: A review for the hospitals. Cleveland Clinic Journal of Medicine. 2009, roč. 76, č. 7, 417 - 430.*

Habre W. *Neonatal ventilation. Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology. 2010, 24: 353-364*



## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2014

Podpis:





## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce Ing. Darině Jašíkové, Ph.D. za veškerou pomoc při tvorbě práce, za trpělivost při řešení problémů a za její velice pozitivní přístup. Dále bych chtěla poděkovat Janovi Vávrovi za pomoc s překladem anglických textů.

## **Abstrakt**

Práce se zabývá matematickou simulací průtoku v senzoru. Jako senzor průtoku slouží diferenční clona, která je určena k měření velikosti dechového objemu pacienta připojeného na vysokofrekvenční plicní ventilaci. Jsou určeny clony o různých délkách zúžení (0,5 mm, 1 mm, 3 mm), které je potřeba nejdříve vymodelovat v programu Autodesk Inventor. Následně je potřeba určit okrajové podmínky a poté je možné začít simulovat průtok clonou v programu Autodesk Simulation. Pro každý typ clony je určen průtokový profil a simulace jsou porovnány s experimentálním měřením. Práce také obsahuje informace o jednotlivých typech ventilací, převážně o vysokofrekvenční ventilaci používané v neonatologii. Dále rozebírá rozdíl mezi průtokem a prouděním a jejich měřením. V závěru práce jsou uvedeny programy, ve kterých je možné matematicky simulovat průtoky a proudění, jejich rozdíly a možnosti použití.

## **Klíčová slova**

Senzor průtoku, clona, vysokofrekvenční tryskový ventilátor, matematická simulace, neonatologie



## **Abstract**

The work is occupied with a mathematic simulation flow in the sensor. As the flow sensor is used differential aperture, which is designed to measure the size of the tidal volume of the patient connection to the high-frequency ventilation. They are designed curtains of different lengths narrowing (0,5 mm, 1 mm, 3 mm), which is necessary at first to be modelled in the Autodesk program Inventor. Consequently, it is necessary to determine the boundary conditions and then we can start to simulate the flow orifice in Autodesk Simulation. For each type of aperture is designed flow profile and simulations are compared to experimental measurements. The work also contains information on different types of ventilation, high frequency ventilation, mainly those used in neonatology. Secondly, it analyzes the difference between flow and flow and their measurement. The conclusion lists programs in which it is possible to mathematically simulate flow and flow, their differences and possibilities.

## **Key words**

Flow sensor, aperture, high-frequency jet ventilator, mathematical simulation, Neonatology

## Obsah

1	Úvod .....	13
2	Umělá plicní ventilace .....	14
2.1	Historie umělé plicní ventilace [4] .....	14
2.2	Druhy a rozdělení UPV .....	17
3	UPV v neonatologii .....	19
3.1	Vysokofrekvenční ventilace [3] .....	19
3.2	Dechový objem při HFJV .....	21
3.2.1	Monitorace dechového objemu [3] .....	21
4	HFJV v neonatologii .....	26
4.1	HFJV ventilátor, LifePulse [2] .....	26
4.2	Life Port [15] .....	27
5	Měření průtoku .....	29
5.1	Diferenční měření průtoku .....	29
5.2	Průtokoměry se škrtkovými orgány .....	31
5.3	Clona .....	32
6	Průtok a proudění .....	33
6.1	Průtok .....	33
6.2	Proudění .....	33
6.3	Reynoldsovo číslo .....	35
6.4	Třecí ztráty .....	35
6.5	Vzorce pro výpočet turbulentních modelových proměnných .....	36
7	Okrajové podmínky .....	38
8	Návrh modelu .....	42
8.1	Zadání modelu .....	42
8.2	Postup vytváření modelu v Autodesk Inventor .....	42



8.3	Vytváření modelu určeného k simulacím .....	43
9	Provádění simulací v Autodesk Simulation Multiphysics.....	45
9.1	Nastavení okrajových podmínek.....	45
9.2	Výpočet okrajových podmínek .....	46
9.3	Postup při simulování proudění .....	48
10	Výsledky simulací .....	51
10.1	Simulace – voda .....	51
10.2	Simulace – vzduch .....	57
11	Další programy určené pro simulaci proudění .....	63
12	Porovnání s paralelně probíhajícím experimentem .....	65
13	Závěr.....	71
	Použitá literatura .....	72
	Seznam příloh .....	75

## Seznam zkratk

UPV	Umělá plicní ventilace
HFV	Vysokofrekvenční ventilace
HFOV	Vysokofrekvenční oscilační ventilace
HFJV	Vysokofrekvenční trysková ventilace
$V_T$	Dechový objem
ETC	Endotracheální kanyla
PPV	Ventilace pozitivním přetlakem
VCV	Objemově řízená ventilace
PEEP	Pozitivní tlak na konci výdechu
PCV	Tlakově řízená ventilace
PIP	Špičkový inspirační tlak
VS	Objemová podpora
PS	Tlaková podpora
RDS	Respiratory distress syndrome
ARDS	Acute respiratory distress syndrome
TLV	Úplná kapalinová ventilace
PLV	Částečná kapalinová ventilace
ECMO	Mimotělní membránová oxygenace
TGI	Tracheal gas insufflation
$PaCO_2$	Parciální tlak oxidu uhličitého
VD	Mrtvý prostor
iNO	Inhalačně podávaný oxid dusnatý
$CO_2$	Oxid uhličitý
MAP	Střední tlak v dýchacích cestách
CV	Konvenční ventilace
DC	Dýchací cesty

## 1 Úvod

U umělé plicní ventilace v neonatologické intenzivní péči je vyžadována extrémní šetrnost k dýchacím cestám. Plíce fyziologického novorozence jsou velmi málo poddajné a u nezralého novorozence může chybět v plicích surfaktant, který brání jejich kolapsu. V plicích se může také vyskytovat patologická tekutina. Na základě těchto okolností je potřeba se vyhnout agresivní ventilaci, která by mohla plíce novorozence poškodit.

V současnosti můžeme v neonatologické intenzivní péči využít konveční a vysokofrekvenční ventilaci. Vysokofrekvenční ventilace je pro novorozence šetrnější, avšak pro klinickou praxi chybí dostatečná monitorace velikosti dechového objemu  $V_T$  a ventilační parametry nejsou integrovány do ventilačních přístrojů jako u konvenční ventilace.

Na Fakultě biomedicínského inženýrství na ČVUT se vyvíjí experimentální monitorovací systém, pomocí kterého je možné měřit dechový objem při vysokofrekvenční ventilaci. Základem je integrovaná tlaková diferenční clona a vyhodnocovací systém, který je realizovaný jako diferenční tlakoměr. Prvek se clonou je zapojen do ventilačního okruhu před endotracheální kanylou (ETC).

Cílem mé práce je využití diferenční clony jako senzoru průtoku, který je zapojený v okruhu s vysokofrekvenčním ventilátorem LifePulse (Bunnell, Salt Lake City, UT) a matematicky simulovat průtok clonou v programu Autodesk Simulation Multiphysics. Paralelně probíhá experimentální měření, se kterým je možné simulované průtoky jednotlivými clonami porovnat. Součástí práce je i modelace clon s různými rozměry v programu Autodesk Inventor a vypočtení důležitých okrajových podmínek potřebných k simulaci. Má práce má pomoci již zmíněnému výzkumu realizovanému na ČVUT.

## 2 Umělá plicní ventilace

### 2.1 Historie umělé plicní ventilace [4]

Než se dostaneme k moderním technikám umělé plicní ventilace, můžeme podotknout, že už před 500 lety ve starém Egyptě existovalo zařízení na otevírání úst. Repliku získanou novodobou rekonstrukcí lze dnes úspěšně použít k intubaci.

Oficiálně první umělou plicní ventilaci poprvé popsal Versalliers roku 1543. Umělé dýchání pomocí trubice z rákosového stébla zavedené do trachey zvířat popsal roku 1555 Andreas Versalius. Dýchání z plic do plic popsal William Tossach roku 1771.

První přístroje pro umělou plicní ventilaci byly představeny jako resuscitační pomůcky roku 1773. Jednalo se o tzv. hrudní pásy, které sloužily jako umělá plicní ventilace a o sud, který sloužil k masáži hrudníku pomocí odvalování.



Obr. 1.: Umělá plicní ventilace poskytovaná pomocí hrudních pásů [4]

Od roku 1812 byly používány k resuscitaci koně, na jejichž hřbet byl pacient položen a kůň běhal po pláži. Rytmickým pohybem byla způsobována opakovaná komprese a uvolňování hrudníku. Na tuto metodu podalo roku 1815 stížnost sdružení „Občané čisté pláže“, díky které byla tato metoda zakázána. Následně začala být používána tzv. rolovací metoda, kdy pacient ležel na břiše a byl otáčen z boku na bok frekvencí šestnáctkrát za minutu. I přes to, že tyto metody nebyly moc účinné, byly oproti moderní plicní ventilaci „fyziologické“ díky zachovávaným fyziologickým poměrům tlaků v plicích.



Dalšími fyziologickými přístroji pro umělou plicní ventilaci se staly přístroje, u kterých je při inspiriu vyvíjen podtlak v oblasti hrudníku, které pracují bez tlakové podpory nebo tlakem na hrudní koš je vyvoláno expirium.

Tyto první „tlakové“ přístroje se staly předchůdcem přístroje nazývaného železné plíce. Železné plíce se začaly uplatňovat v začátcích respirační terapie a v 70. letech 20. století v neonatologii. Tuto metodu lze zařadit do kategorie ventilací podtlakem. Tato ventilace ale měla četná negativa, jako je složité a rozměrné přístrojové vybavení, ne snadné řízení ventilace a znemožnění či výrazně omezený přístup k pacientovi. Komplikací při této metodě je také snížená průchodnost nezajištěných dýchacích cest z důvodu, že průtok plynu není v dýchací soustavě vytvářen přetlakem. To snadno může vést k hypoventilaci. Dále jsou uváděny časté aspirace nebo omezení žilního návratu.



Obr. 2.: Železné plíce [4]

Ostatní techniky umělé plicní ventilace můžeme zařadit do kategorie ventilace přetlakem, které se dnes v praxi používají téměř výhradně. I přes tuto skutečnost, není tato metoda ventilace příliš vhodná. Plíce jsou vystaveny inverzi tlaků oproti spontánnímu dýchání. V inspiriu působí na plíce přetlak plynu v expiriu naopak. Proto jsou tyto ventilační metody nefyziologické.

První přetlakovou ventilaci datujeme kolem roku 1550, kdy se začaly používat měchy nebo dýchací vaky. Nebezpečí a komplikace spojené s touto metodou byly závažné projevy aversních účinků a vzbuzovaly pochybnosti o účinnosti takto prováděné pulmonální resuscitace. Následně byl experimentálně prokázán škodlivý účinek zvýšeného tlaku v dýchacích cestách. Dokonce roku 1837 začala být tato metoda považována za škodlivou a byla vyškrtnuta z metod resuscitace britské společnosti The Royal

Humane Society. Náhradou za přetlakovou ventilaci se začal rozvíjet zájem o podtlakovou ventilaci a manuální techniky resuscitace včetně dýchání z plic do plic.

Znovu se o přetlakové ventilaci vrátili lékaři roku 1907, kdy byl sestrojen první přenosný ventilátor nazvaný Pulmotor, Henrichem Drägerem. Pulmotor byl předchůdce dnešních přístrojů pro tlakově řízenou a časově cyklovanou ventilaci a dosáhl rozšíření převážně v záchranářství při resuscitaci tonoucích nebo raněných v dolech. V klinické praxi se však tento ventilátor neuplatnil.

Přetlaková ventilace převládla až v 50. – 60. letech 20. století s rozvojem moderní techniky a elektroniky. Tento rozvoj umožnil konstruovat šetrné přetlakové ventilátory s definovanými a nastavitelnými parametry. Od této doby se začalo ustupovat od tehdy velice rozšířených tzv. železných plic.

Co se týče historie v oblasti zajišťování dýchacích cest, už Homér mluví o otevření trachey řezem k úlevě dusících se osob. Další zápis o provedení tracheální intubace najdeme v textu, který napsal arabský filosof a lékař Abu Ali Al-Hussein Ibn Abdallah Ibn Sina, latinsky řečeného Avicenna z období zhruba 1000 let n.l. Následně byla tracheostomie považována za léčebnou metodu při závažných obstrukcích horních cest dýchacích.

Léčebný účinek nespočívá jen ve zprůchodnění dýchacích cest, ale i v redukci anatomického mrtvého prostoru při umělé i spontánní plicní ventilaci. Redukce anatomického mrtvého prostoru je velmi důležitá i u moderní nekonvenční plicní ventilaci. V případě tracheální insuflace plynu je zmíněná redukce přímo principem této techniky.

Mimo rozdělení plicní ventilace přetlakem a podtlakem můžeme dnes už plicní ventilaci dělit i na konvenční a nekonvenční. Základem pro toto dělení je ventilační frekvence a velikost používaných dechových objemů. Konvenční režimy jsou srovnatelné s fyziologickou dechovou frekvencí, zatímco nekonvenční režimy používají frekvenci výrazně vyšší. Co se týče dechových objemů, konvenční ventilace používá fyziologické dechové objemy, zatímco nekonvenční ventilace využívá výrazně nižších dechových objemů.

## 2.2 Druhy a rozdělení UPV

Umělá plicní ventilace se používá k podpoře nebo náhradě funkce dýchacího systému spojeného s výměnou plynů mezi okolím a alveolami. Jedná se o podporu ventilační nebo oxygenační funkce respiračního systému u nemocných nebo u pacientů, kterým hrozí poruchy respiračního systému.

Umělou plicní ventilaci rozdělujeme na invazivní a neinvazivní, dále pak principiálně na ventilaci podtlakem a přetlakem.

I přes své výhody se podtlaková ventilace v dnešní době už téměř nepoužívá, výjimečně pouze u dětských pacientů. Výhodou této metody je fyziologické proudění ventilačních plynů. Podtlakový ventilátor způsobí, že se vytvoří nižší tlak v plicích než je tlak na začátku dýchacích cest a díky tomu proudí vzduch po tlakovém gradientu.

Nefyziologicky funguje přetlaková ventilace. Nevýhodou této metody je, že vhání ventilační směs do plic pod tlakem, což může způsobit i nevratné poškození plic. Podle respiračních frekvencí a dechových objemů dělíme přetlakovou ventilaci na konvenční a nekonvenční.

Konvenční umělá plicní ventilace je nejběžnější terapií při respiračním selhání. Jedná se o tzv. ventilaci pozitivním přetlakem (PPV = intermittent positive pressure ventilation). Jde o řízenou ventilaci s dechovými objemy 8-10 ml na kg tělesné hmotnosti a s 12-16 (u dospělého) vdechy za minutu. Při absenci dechové aktivity používáme buď objemově řízenou ventilaci (VCV = volume control ventilation), kdy je nastaven dechový objem, minutová ventilace a PEEP (positive endexpiration pressure), který brání kolapsu alveolů nebo tlakově řízenou ventilaci (PCV = pressure control ventilation), kdy je nastaven počet dechů, PEEP a PIP (peak inspiratory pressure). Konvenční ventilaci můžeme využít i pro podpůrné režimy, kdy prohlubuje dechový objem při spontánní ventilaci pacienta. Podpořit ventilaci můžeme pomocí objemové podpory (VS = volume support) při nastaveném objemu nebo pomocí tlakové podpory (PS = pressure support) při nastaveném tlaku.

Nekonvenční umělá plicní ventilace neboli vysokofrekvenční ventilace – HFV (high-frequency ventilation) se používá u závažných respiračních selhání jako je RDS (respiratory distress syndrome - nedostatečně vyvinutý surfaktant v plicích u předčasně narozených novorozenců) nebo ARDS (acute respiratory distress syndrome - u pacientů,

u kterých konvenční ventilace selhala). Tato metoda je založená na frekvencích v rozmezích 2-20 Hz a nižších dechových objemech - 2-3 ml na kg tělesné hmotnosti. Je vyloučena spontánní dechová aktivita a dechový objem je menší, než je mrtvý prostor plic. Výhodou této metody je minimální traumatizace plicní tkáně. Vysokofrekvenční plicní ventilaci dělíme podle způsobu tvorby tlakových změn v plicích a to:

- HFOV (high frequency oscillatory ventilation) - vysokofrekvenční oscilační ventilace
- HFJV (high frequency jet ventilation) - vysokofrekvenční trysková ventilace

Zvláštní způsob okysličení tkáně:

- TLV (total liquid ventilation): úplná kapalinová ventilace – pacient vdechuje kapalný kyslík
- PLV (partial liquid ventilation): částečná kapalinová ventilace – část plic se zaplaví tekutinou, která podporuje přenos plynů do plicní periferie
- ECMO (extracorporeal membrane oxygenation) - mimotělní membránová oxygenace – používá se při náhradě plicního méně i srdečního oběhu.

Pro zlepšení oxygenace tkáně a výměny plynů se používají podpůrné ventilační techniky, které často doprovázejí ventilační režimy. Mezi tyto podpůrné techniky patří:

- TGI (tracheal gas insufflation) - Intracheální insuflace plynu snižující hladinu  $\text{PaCO}_2$ , pomocí zmenšení dechového objemu  $V_T$ . Použitím této techniky dojde k redukci mrtvého prostoru VD.
- Permisivní hyperkapnie – toleruje vyšší hladinu  $\text{PaCO}_2$ , což umožňuje použití nižších dechových objemů a tím snižuje nebezpečí poškození plic.
- iNO – inhalačně podávaný oxid dusnatý, zlepšuje oxygenaci lepší perfúzi v oblastech s dobrou ventilací. Jde o metodu používanou k léčbě novorozenecké perzistující plicní hypertenze.
- ECMO – mimotělní membránová oxygenace – mimotělní eliminace  $\text{CO}_2$  – pouze v situacích při selhání konvenční i nekonvenční plicní ventilace.



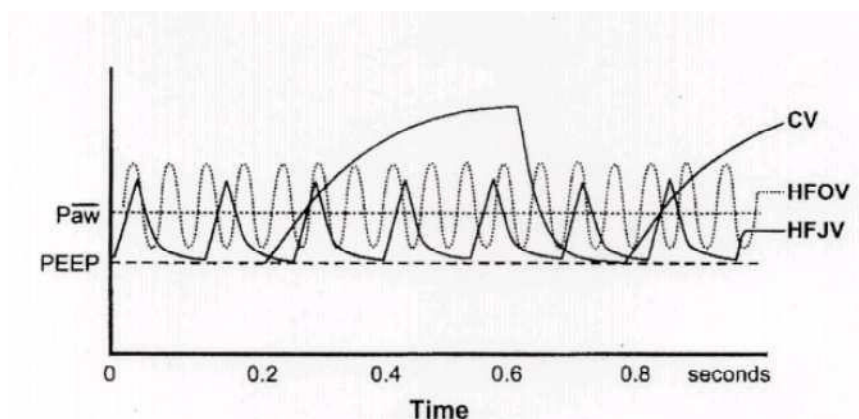
### 3 UPV v neonatologii

Jak už víme z předchozích kapitol, cílem umělé plicní ventilace je adekvátní oxygenace, adekvátní ventilace a minimální poškození plic. Indikací pro umělou plicní ventilaci v neonatologii je novorozenecká pneumopatie, srdeční selhávání, neuromuskulární onemocnění, patologie dýchacích cest, ale také i celková anestezie.

Možnostmi dechové podpory novorozence je podávání kyslíku do inkubátoru nebo nosními kanyly s nízkým průtokem. Dále je možná neinvazivní dechová podpora – nosní kanyla s vysokým průtokem nebo nasální CPAP. Dále můžeme využít konvenční, či nekonvenční ventilace nebo také mimotělního okysličování (ECMO).

#### 3.1 Vysokofrekvenční ventilace [3]

Ventilační techniky používané v klinické péči o novorozence jsou převážně vysokofrekvenční. Jedná se o vysokofrekvenční oscilační ventilaci (HFOV) a o vysokofrekvenční tryskovou ventilaci (HFJV).



Obr. 3.: Srovnání jednotlivých průběhů ventilace HFOV, HFJV a CV [3]

U HFJV klesá tlaková vlna až k pozitivnímu tlaku na konci výdechu (PEEP), zatímco HFOV využívá trvalého středního tlaku MAP s velmi rychlou oscilací kolem MAP (rozdíl PIP a PEEP). CV vytváří vlny od PEEP k PIP.

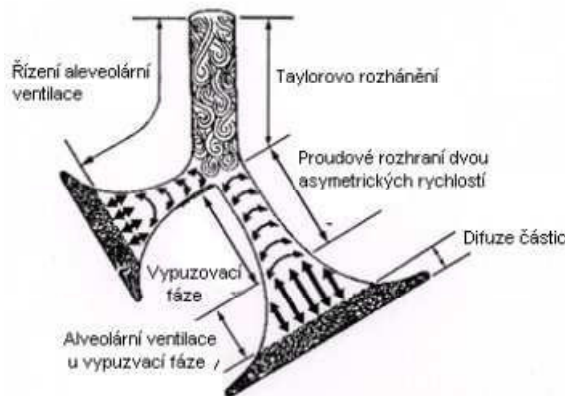
V tabulce můžeme vidět obecné porovnání HFJV a HFOV:

Tab. 1.: Porovnání HFJV a HFOV [3]

	Frekvence $f$ [Hz]	Poměr I/E	potřeba spojení s CV	výdech
HFOV	3-15	1:1 - 1:2	NE	aktivní
HFJV	4-11	1:3 - 1:11	ANO	pasivní

Potřeba spojení CV a HFJV je pouze z důvodu nastavení počáteční hodnoty  $PE-EP$ .

Jak můžeme vidět na obrázku, HFJV na rozdíl od HFOV vytváří „špičky“, které jsou způsobeny tzv. konvečně - difúzním modelem. Toto proudění je způsobeno větší rychlostí ventilační směsi u středu trubice. Při okraji trubice proudí plyn pomaleji a zajišťuje tak tzv. difúzní míchání vdechovaného a vydechovaného vzduchu. Při difúzním míchání se vytváří víry a vzniká tak turbulentní proudění v průdušnici, které nazýváme Taylorovým rozháněním a je základem pro alveolární ventilaci. Takovéto proudění ovlivňuje snížení  $CO_2$  v krvi.



Obr. 4.: Znázornění proudění plynů v DC [3]

K okamžitému mísení čerstvého a původního plynu dochází při turbulentním proudění, při kterém se čerstvý plyn dostává rychleji do dýchací soustavy. Pokles rychlosti proudění a zvýšení molekulární rychlosti je ovlivněno tzv. bronchiálním stromem. Pomocí zvýšené molekulární rychlosti dochází k výměně plynů na základě difúze.

### 3.2 Dechový objem při HFJV

Dechový objem je množství vzduchu, které člověk vymění v plicích při jednom nádechu a výdechu. Dechovým objemem je zajištěna oxygenace organismu, je výrazně ovlivňována alveolární ventilace, se zvětšováním  $V_T$  roste kyslíkový gradient na alveo-kapilární membráně a roste parciální tlak kyslíku. Zvýšení dechového objemu je z důvodu dostatečné ventilace.

Při HFJV se velikost dechových objemů pohybuje kolem 2 – 3 ml/kg hmotnosti pacienta. Z tohoto dechového objemu je v těle zpracováno asi 3/5 vdechované směsi a zbytek se pro výměnu plynů neuplatňuje. Při správné ventilaci přirozeně odchází  $\text{CO}_2$  a hladina se vyrovná. Při poklesu  $V_T$  vzrůstá hladina  $\text{CO}_2$  a dochází k následnému překyselení organismu. Nápravu u pacienta na ventilátoru můžeme zajistit zvýšením dechového objemu, aby byla zajištěná dostatečná ventilace organismu.

#### 3.2.1 Monitorace dechového objemu [3]

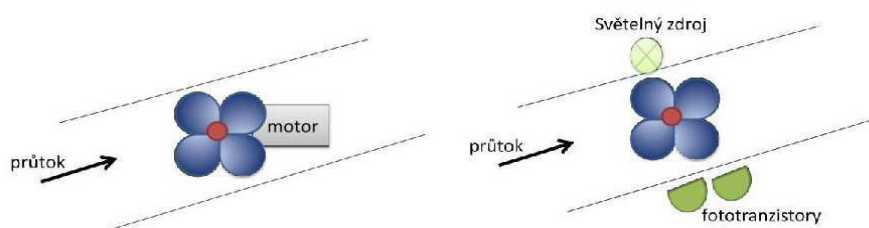
Monitorovat dechový objem pro nás velmi důležité. V našem případě měříme velikost  $V_T$  pomocí senzoru průtoku, u něhož je průtok v čase integrován, a dechový objem do počítáme pomocí rovnice:

$$V = \int_0^T q(t)dt \quad (1)$$

Průtok měříme spirometrickými senzory – turbínkou, žhaveným drátem, pneumotachografem (přístroj pro měření rychlosti vdechovaného a vydechovaného plynu), nebo ultrazvukovým senzorem.

#### Turbínka

Turbínku můžeme rozdělit na turbínky s motorem nebo s diodou. Ani jedna nemá praktické využití v medicíně, proto zde uvádím pouze obrázky.



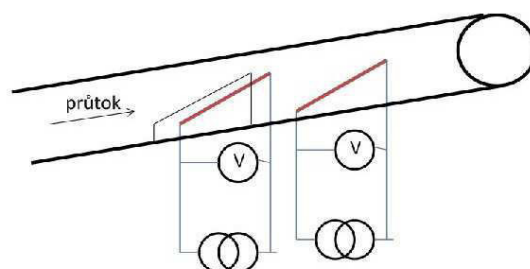
Obr. 5.: Schéma turbínky s motorem (vlevo), turbínky s diodou (vpravo) [3]

## Žhavený drát

Drát je zahříván pomocí elektrického proudu na určitou teplotu a následně je ochlazován proudícím vzduchem. Ochlazení způsobuje pokles odporu a napětí, díky kterému můžeme určit velikost průtoku:

$$q(t) = \frac{1}{u(t)} \quad (2)$$

Touto metodou můžeme zjistit i směr průtoku tím, že před drát umístíme zábranu. Pokud je drát ochlazován, značí nám to, že směr průtoku je opačný, než kam jsme umístili zábranu.



Obr. 6.: Schéma průtokoměru s žhaveným drátem [3]

## Pneumotachograf

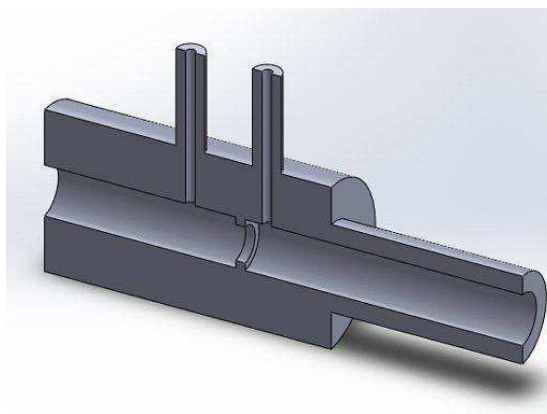
Jak už bylo zmíněno, pneumotachograf je přístroj pro měření rychlosti vdechovaného a vydechovaného plynu. Můžeme tak říct, že pro náš případ je tato metoda měření dechového objemu a průtoku nejdůležitější. Jedná se o měření tlakové difference na odporu:

$$\Delta p = R \cdot q(t) \quad (3)$$

### a) Clona

Jedná se o tzv. parabolický odpor, který je tvořen clonovým kotoučem. V místě největšího tlakového rozdílu vznikají malé průtoky, které jsou rušeny tlakovými změnami, což je velká nevýhoda. Výhodou clony je, že rychle reaguje na změny tlaku při změně průtoku.

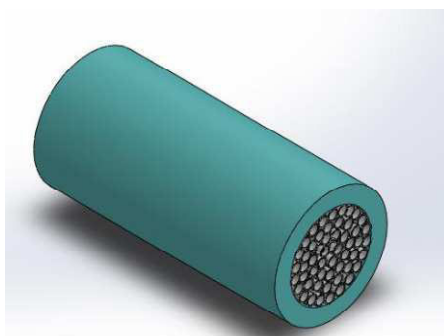




Obr. 7.: Pneumotachograf – clona [3]

#### **b) Fleishův pneumotachograf – lineární odpor**

Lineární odpor tvoří soustava malých kapilár vytvářející odpor. Laminární průtok má lineární charakteristiku, ale při překročení maximálního průtoku 150 l/min. se začínou vytvářet turbulence, které kapilárami neprojdou. Další nevýhodou je možnost ucpání kapilár sekretem z úst pacienta při použití u ventilátorů.



Obr. 8.: Fleischův pneumotachograf [3]

#### **c) Síťka**

Přes porézní keramiku nebo svinutý kov teče proud vzduchu. Nevýhodou při použití u ventilátorů je opět možnost ucpání sekretem z úst pacienta a také velmi drahá výroba.



Obr. 9.: Pneumotachograf se sítíkou [3]

#### **d) Fólie**

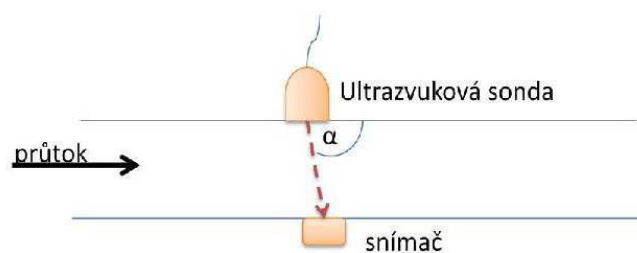
Jedná se o tenkou fólii. Aby byla linearizována závislost diferenčního tlaku na průtoku, je rozstříhána do různých tvarů. I přes to tento senzor relativně pomalu reaguje na změnu průtoku a je proto používán zejména u konvenční ventilace.



Obr. 10.: Pneumotachograf s fólií (modrá část fólie reaguje na průtok vzduchu, černá znázorňuje menší vliv) [3]

#### **e) Ultrazvukový senzor**

Ultrazvukový senzor funguje na principu Dopplerova jevu. Signál je vysílán o určité frekvenci do proudícího média. Na základě změny frekvence snímaného odraženého signálu můžeme určit velikost průtoku.



Obr. 11.: Spirometr s ultrazvukovou sondou [3]

Monitorace dechového objemu je plně zajištěna pouze u konvenční ventilace, kde je používán žhavený drát.

U vysokofrekvenční ventilace není monitorace dechového objemu stále zajištěna. Možností pro tuto monitoraci by mohlo být zavedení diferenční clony, její průtočná charakteristika ale není v celém průběhu lineární. Vysokofrekvenční ventilace ale ventiluje s průtoky, které se už neztrácejí v parabolickém charakteru. Výhodou diferenční clony je rychlá reakce na změnu průtoku a nemusí se složitě udržovat, jako by tomu bylo například u Fleischova pneumotachografu, který se, jak již bylo zmíněno, zanáší sekretem z úst pacienta.

## 4 HFJV v neonatologii

Pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci v neonatologii je možné použít jediný přístroj, a to ventilátor LifePulse (Bunnell, Salt Lake City, UT). I přes to je ventilátor používán pouze v USA, v EU se přístroj využívá pouze pro výzkumné aktivity z důvodu chybějícího certifikátu CE.

### 4.1 HFJV ventilátor, LifePulse [2]

LifePulse je používaný převážně pro terapii plicního intersticiálního emfyzému (PIE) a dalších volutraumatem vyvozeného poškození plic.

Jedná se o mikroprocesorem řízený ventilátor, který se používá pro tlakově limitovanou a časově cyklovanou ventilaci novorozenců. Důležitými prvky přístroje jsou speciální adaptér - tryska (o průměru cca 1mm) a endotracheální rourka. Pomocí nich ventilátor dodává tlakové impulzy o vysoké ventilační frekvenci a velmi malých dechových objemech.



Obr. 12.: Tryskový ventilátor LifePulse [2]

Možnosti nastavení:

- Tlakové impulzy - možnost nastavení v intervalu 0,02 – 0,034 s.
- Ventilační frekvence – rozmezí 240 – 660 dechů/min., tzn. 4-11 Hz
- Variabilita poměru inspira/expira – 1:1,1 – 1:12
- PIP – rozmezí 8-50 cmH<sub>2</sub>O

K samotnému zařízení LifePulse se zpravidla připojuje konvenční ventilátor, který se stará o nastavení hodnoty tlaku PEEP, popřípadě i CV dechy. Při použití LifePulse ventilátoru je expirium pasivní.

Tento tryskový ventilátor LifePulse umí zobrazit tlak potřebný k dosažení potřebné hodnoty PIP tzv. Servo Pressure. Servo Pressure slouží k zjišťování změn poddajnosti plic a odporu dýchacích cest.

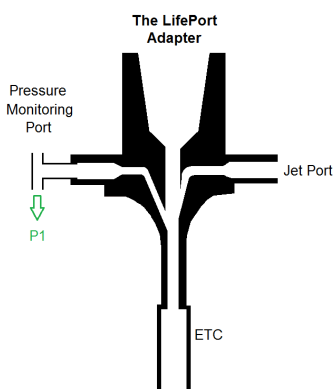
Tento ventilátor funguje na biofyzikálním principu, kdy je využíváno velmi rychlého, osového paprsku směsi ventilačních plynů. Výhoda paprsku je, že velmi rychle proniká do alveolárního prostoru a podporuje difúzi plynů. Výhodou tohoto ventilačního módu je účinnější alveolární ventilace a oxygenace.



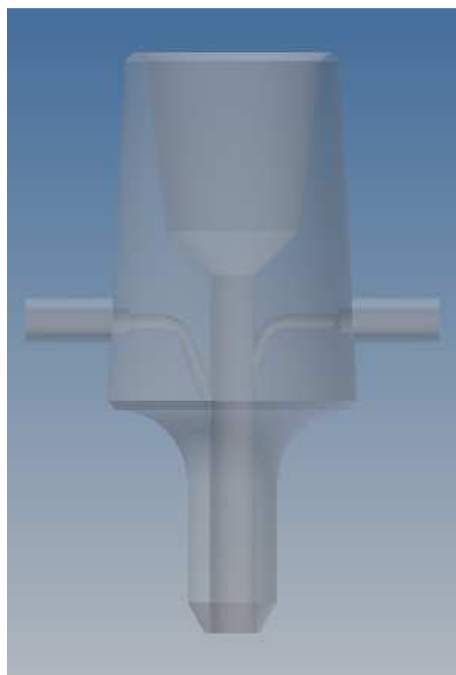
Obr. 13.: „Flow streaming“ v dýchacích cestách [2]

## 4.2 Life Port [15]

Adaptér Life Port je speciální spojka, která umožňuje propojit okruh konvenčního ventilátoru s vysokofrekvenční tryskou a endotracheální kanylou. Spojka se vyrábí v provedeních pro různé velikosti ETC a obsahuje port pro monitorování tlaku.



Obr. 14.: Life Port adapter s připojenou ETC



Obr. 15.: Modelace Life Port adapteru v Autodesk Inventor

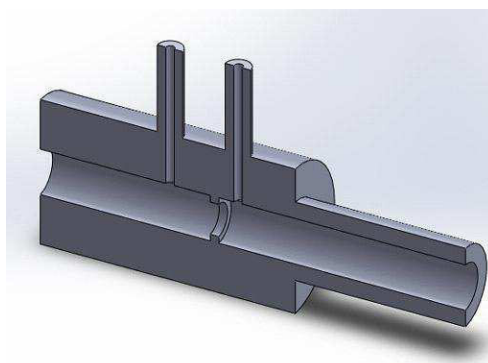
## 5 Měření průtoku

### 5.1 Diferenční měření průtoku

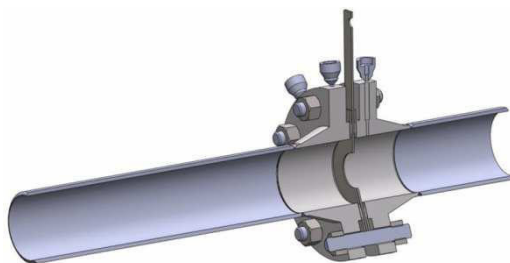
Měřený průtok měříme z rozdílu statických tlaků před prvkem a za prvkem, který vytváří odpor průtoku. Primární prvky průtokoměrů (čidla) ve zdravotnictví musí být zabudované podle normy ISO 5167 a po každém měření musí být jeho hodnoty kontrolovány.

Rozeznáváme tyto základní druhy primárních prvků:

- Clona
- Clonový kotouč
- Dýza
- Venturiho dýza
- Venturiho trubice

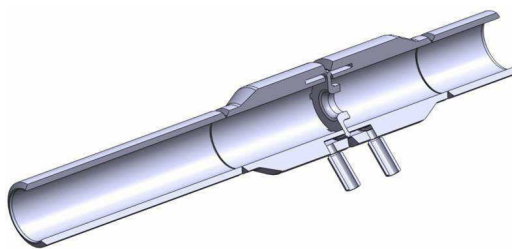


Obr. 16.: Clona [3]

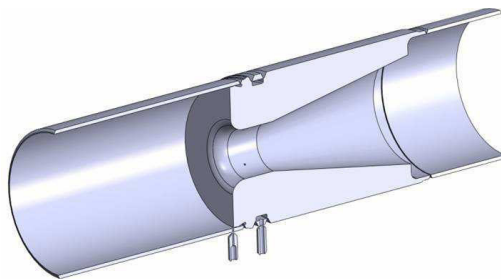


Obr. 17.: Clonový kotouč [7]

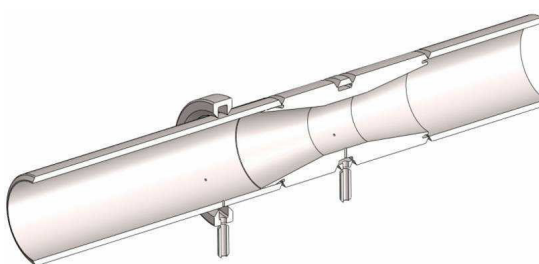




Obr. 18.: Dýza [7]



Obr. 19.: Venturiho dýza [7]



Obr. 20.: Venturiho trubice [7]

Primární prvek je vložen do místa, kde v potrubí plným průřezem protéká tekutina. Vyvolá rozdíl statických tlaků, ze kterých můžeme stanovit průtok. Pro okamžitý průtok platí vzorec:

$$Q_v = \frac{dV}{dT} \quad (4)$$

U primárních prvků je potřeba nejdříve vypočítat hmotnostní průtok podle vzorce:

$$Q_m = \frac{C}{\sqrt{1 - \beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{2 \Delta p \rho} \quad (5)$$

Z hmotnostního průtoku pak můžeme vypočítat průtok objemový:

$$Q_v = \frac{Q_m}{\rho} \quad (6)$$

Abychom mohli změřit tlak, musíme znát hustotu, teplotu, statický tlak a viskozitu tekutiny. Statický tlak a hustota jsou měřeny před primárním prvkem. Je důležité, aby statický tlak nebyl měřen v místě odběru diferenciálního tlaku. Teplotu měříme za primárním prvkem ve vzdálenosti minimálně pětinásobku průměru, maximálně ale ve vzdálenosti patnáctinásobku průměru v případě, že tekutinou je plyn.

Před zabudováním primárního prvku musíme dodržet čistotu přívodní a odvodní trubice, dále pak musí být trubice kruhové a bez krutu. To znamená, že jsou rovné po určité délce dle daného prvku. Také musí být zcela zaplněny proudem tekutiny.

## 5.2 Průtokoměry se škrtícími orgány

Tyto průtokoměry jsou velmi rozšířené a jsou založeny na principu Bernoulliho rovnice. Průtok je určen z difference naměřené v místě zúžení průřezu. Jak je známo z Bernoulliho rovnice, kapalina v místě zúžení zvyšuje svou rychlost a energie potřebná k tomuto zrychlení je získána snížením statického tlaku v místě zúžení průřezu. V místě s maximální rychlostí proudění je minimální statický tlak.

Podle Bernoulliho rovnice platí mezi rozdílem tlaků před a za škrtícím prvkem, objemovým  $q_v$  a hmotnostním  $q_m$  tyto vztahy:

$$\begin{aligned} v &= \alpha \varepsilon \sqrt{2 \frac{\Delta p}{\rho}}; \\ Q_v &= \alpha \varepsilon k A \sqrt{2 \frac{\Delta p}{\rho}}; \\ Q_m &= \alpha \varepsilon A \sqrt{2 \Delta p \rho}; \\ v &= C \varepsilon \sqrt{2 \frac{\Delta p}{\rho}}; \\ q_v &= C \varepsilon k A \sqrt{2 \frac{\Delta p}{\rho}}; \\ q_m &= C \varepsilon A \sqrt{2 \Delta p \rho} \end{aligned} \quad (7)$$

$\varepsilon$ ... expanzní součinitel (u kapalin  $\varepsilon=1$ , u plynů  $\varepsilon<1$ )

$C$ ... průtokový součinitel škrtícího orgánu – závislý na Reynoldsově číslu a poměrném zúžení  $\beta = d/D$

d... průměr otvoru škrtícího orgánu d

D... vnitřní průměr potrubí

Průtokové součinitele jsou určovány experimentálně.

### 5.3 Clona

Clony se používají ke zmenšení průřezu potrubí, musí být kruhové a jsou vloženy do potrubí kolmo na směr proudění. Tlak měříme v určité vzdálenosti před clonou a za clonou v místě minimálního statického tlaku. Zde proto, že je tu maximální rychlost a koncentrace proudnic.

Kapalina podél clon může proudit jedním směrem nebo obousměrně. Podle místa a způsobu odběru tlaku můžeme clony rozdělit na:

- Clona s odběrem tlaku D a D/2 (vzdálenost od středu clony)
- Clona s přírubním odběrem-vzdálenost  $I_1 = I_2$  (od středu clony)
- Clona s koutovým odběrem (odběry bodově nebo prstencově, lze je umístit)

Podle Bernoulliho rovnice je každá změna rychlosti proudění doprovázena změnou statického tlaku. Zmenšení rychlosti proudění vyvolá vzrůst dynamického tlaku a pokles tlaku statického a naopak. Ztrátu tlaku může způsobovat tření kapaliny o stěnu potrubí, kterou můžeme minimalizovat vyhlazením stěn potrubí. Pro výpočet ztrátového tlaku se uvádí součinitel ztrát  $C_d$  definovaný jako poměr skutečného a teoreticky vypočteného tlaku. Objemový průtok pak můžeme spočítat jako:

$$Q_v = \frac{C_d S_2}{\sqrt{1 - m^2}} \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho}} \quad (8)$$

kde  $m = S_2/S_1$ .

## 6 Průtok a proudění

### 6.1 Průtok

Průtok je u kapalin a plynů nejsledovanější veličinou, pomocí které se měří rychlost proudění. Průtok můžeme rozdělit na hmotnostní a objemový. Hmotnostní průtok  $Q_m$  je definován jako hmotnost kapaliny nebo plynu za jednotku času. Objemový průtok  $Q_v$  je definován jako objem kapaliny (plynu) za jednotku času. Následující rovnicí je dán vztah mezi hmotnostním a objemovým průtokem:

$$Q_m = \frac{dm}{dt} = \frac{d(\rho V)}{dt} = \rho \frac{dV}{dt} + V \frac{d\rho}{dt} \quad (9)$$

Pro nestlačitelnou kapalinu (plyn) platí vztah:

$$Q_m = \rho \frac{dV}{dt} = \rho Q_v = \rho \cdot S \cdot v \quad (10)$$

$V$ ... objem kapaliny (plynu)

$m$ ... její hmotnost

$\rho$ ... měrná hustota kapaliny (plynu)

$S$ ... průřez trubice, kterou prochází kapalina (plyn)

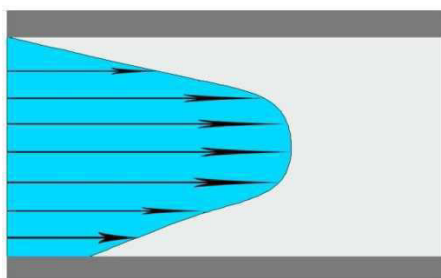
$v$ ... rychlost procházející kapaliny (plynu)

### 6.2 Proudění

Druh proudění závisí na rozložení třecích a setrvačných sil v tekutině. Při ustáleném stavu můžou proudit molekuly dvěma způsoby, a to po rovnovážných drahách s osou trubice nebo se dráhy můžou křížit. Na základě proudění molekul můžeme proudění rozdělit obecně na laminární a turbulentní.

## Laminární proudění

Laminární proudění charakterizuje první stav, při kterém se jednotlivé válcové vrstvy kapaliny, jejichž osa je totožná s osou trubice, pohybují stálou rychlostí pouze ve směru osy válce a vzájemně se nemísí. Rychlost proudění má parabolické rozložení – nejmenší rychlost je u stěn trubice, protože zde dochází k vzájemnému tření mezi stěnou a vrstvou proudu. Ve středu proudění je rychlost největší, protože zde k žádnému tření nedochází.

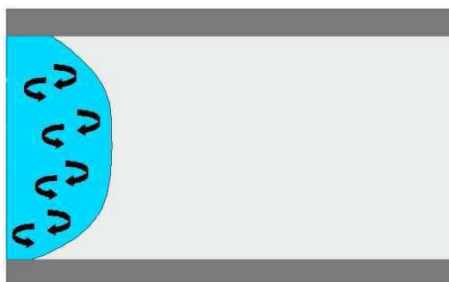


Obr. 21.: Laminární proudění

## Turbulentní proudění

Při turbulentním proudění vzniká velké množství vírů, které přemísťují molekuly všemi směry. Kapalina se z jednotlivých válcových vrstev vlivem vyšších smykových napětí působících mezi vrstvami promíchává. Rychlost  $\vec{v}$  v jednotlivých místech trubice kolísá s časem, její složka do směru kolmého k ose trubice není vždy rovna nule a dochází k porušení spojitého rozložení tekutiny (plynu) v trubici a vznikají tak již zmíněné víry.

Toto proudění nastává při vysokém tlaku tekutiny (plynu) a zmenšuje vodivost proudění.



Obr. 22.: Turbulentní proudění



### 6.3 Reynoldsovo číslo

Reynoldsovo číslo je bezrozměrná veličina, pomocí které se dá zjistit, zda v trubici nastane laminární nebo turbulentní proudění. Velikost Reynoldsova čísla zjistíme ze vzta-  
hu:

$$Re = \frac{v_s \pi r^2}{\nu} \quad (11)$$

$v_s$  ... střední hodnota rychlosti proudění v daném průřezu

$r$  ... poloměr průřezu

$\nu$  ... kinematická viskozita [ $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ] definovaná rovnicí:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (12)$$

$\eta$  ... dynamická viskozita [ $\text{Pa} \cdot \text{s}$ ]

Je-li Reynoldsovo číslo menší než jeho kritická hodnota  $Re_k$  je proudění laminární.  $Re < Re_k$

Je-li  $Re > Re_k$  je proudění turbulentní.

U proudění vody v uzavřeném profilu mluvíme o laminárním proudění, jestliže je  $Re < 2320$ . O turbulentním pak, když je  $Re > 4000$ . Jestliže je  $2320 < Re < 4000$  jedná se o přechodnou oblast mezi laminárním a turbulentním prouděním.

Kritická hodnota Reynoldsova čísla  $Re_k$  je pro různé kapaliny a různé typy potrubí různá a zjišťuje se experimentálně. Pro proudění v trubici je udávaná hodnota v oboru  $<1000, 20\,000>$ , nejčastěji bývá uvažována hodnota 2000.

### 6.4 Třecí ztráty

Třecí ztráty závisí na množství, hustotě, viskozitě protékající tekutiny a na délce, průměru a drsnosti potrubí. S délkou potrubí třecí ztráty rostou a závisí na režimu proudění, tzn. na Reynoldsově čísle. Pro výpočet třecích ztrát je potřeba rozdělit proudění na laminární a turbulentní.

## Laminární proudění

Jak už bylo řečeno, o laminárním proudění mluvíme v případě, že je  $Re < 2320$ . Pro součinitel tření  $\lambda$  máme vztah:

$$\lambda = \frac{64}{Re}, \text{ kde } Re = \frac{vd}{\nu}, \nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (13)$$

## Turbulentní proudění

Při turbulentním proudění je větší tečné napětí, a proto jsou třecí ztráty větší než u proudění laminárního. Součinitel tření  $\lambda$  závisí na relativní drsnosti  $k_r$  a  $Re$ :

$$k_r = \frac{k}{d} \quad (14)$$

$k$ ... absolutní drsnost stěny potrubí [mm]

## 6.5 Vzorce pro výpočet turbulentních modelových proměnných

### Turbulentní viskozita

Turbulentní viskozitu  $\tilde{\nu}$ , lze vypočítat pomocí následujícího vzorce:

$$\tilde{\nu} = \sqrt{\frac{3}{2}} (U \cdot I \cdot l) \quad (15)$$

$U$ ... vstupní rychlost proudění,

$I$ ... intenzita turbulence

$l$ ... charakteristická délka

$$I = 0,16 * Re^{-\frac{1}{8}} \quad (16)$$

nebo

$$I = \frac{\sqrt{\frac{2}{3}} k}{\nu} \quad (17)$$

$\nu$ ... rychlost tekutiny

### **Turbulentní energie**

Turbulentní energie  $k$ , se vypočítá podle vzorce:

$$k = \frac{2}{3} (U \cdot I)^2 \quad (18)$$

$U$ ... vstupní rychlost proudění

$I$ ... intenzita turbulence

### **Turbulentní ztrátová rychlost**

Turbulentní ztrátovou rychlost  $\varepsilon$ , lze vypočítat pomocí následujícího vzorce:

$$\varepsilon = C_\mu \frac{k^{\frac{3}{2}}}{S_F l} \quad (19)$$

$k$ ... turbulentní energie

$l$ ... charakteristická délka

$C_\mu$ ... modelová turbulentní konstanta, hodnota = 0,09

### **Specifická ztrátová rychlost**

Specifickou ztrátovou rychlost  $\omega$  můžeme vypočítat pomocí vzorce:

$$\omega = \frac{\sqrt{k}}{l} \quad (20)$$

## 7 Okrajové podmínky

Okrajové podmínky (Boundary Conditions) jsou definovány jako plochy, které ohraničují výpočtovou oblast. V podstatě existuje pouze 5 typů okrajových podmínek:

- Vstupní okrajová podmínka
- Výstupní okrajová podmínka
- Stěnová okrajová podmínka
- Symetrická okrajová podmínka
- Periodická okrajová podmínka

### Vstupní okrajová podmínka

Vstupní okrajová podmínka „Inlet“ je plocha výpočtové oblasti, do které vstupuje tekutina. Vstupní okrajovou podmínku můžeme podle veličiny, která je definovaná na vstupu rozdělit na několik základních typů:

- Rychlost kolmá na vstupní rovinu
- Rychlost definována směrovým vektorem a střední hodnotou
- Hmotnostní tok a směrový vektor
- Dynamický tlak a směrový vektor toku tekutiny
- Statický tlak a směrový vektor toku tekutiny (numericky nestabilní)

Důležité je také definovat na vstupu turbulentní veličiny. Turbulentní veličiny musíme definovat vždy, aniž bychom brali ohled na turbulentní model. V případě laminárního modelu turbulentní veličiny definovat nejde.

- Následujícími parametry můžeme definovat turbulentní proudění na vstupu:
- Intenzita turbulence – 1% = Low, 5% = Medium, 10% = High (přednastavené)
- Poměr turbulentní a molekulové viskozity a intenzita turbulence
- Hodnota turbulentní kinetické energie a rychlosti disipace
- Délkové měřítko turbulence a intenzita turbulence – za délkové měřítko se dosazuje hydraulický průměr vstupní oblasti
- Intenzita turbulence – délkové měřítko se automaticky vypočte na základě známých vztahů.

- Nulový gradient – toto nastavení je doporučováno pouze pro plně vyvinuté turbulentní proudění

### **Výstupní okrajová podmínka**

Výstupní okrajová podmínka „Outlet“ je plocha výpočtové oblasti, kterou tekutina z oblasti vystupuje. Výstupní okrajovou podmínku můžeme podle veličiny, která je definovaná na výstupu rozdělit na několik základních typů:

- Statický tlak (konstantní pro celou plochu)
- Průměrný statický tlak
- Rychlost kolmá na vstupní rovinu
- Rychlost definována směrovým vektorem a střední hodnotou
- Směrový vektor a hmotnostní tok

Turbulentní parametry se na této podmínce nespecifikují a nelze ani specifikovat veličiny pro přenos tepla.

Podmínka „OPENING“ je zvláštní případ výstupní okrajové podmínky. Tato podmínka se používá, pokud úloha zahrnuje volný prostor, proto v našem případě není důležitá. Pro představu, tato podmínka je kombinací tlakového vstupu a tlakového výstupu. Tekutina tedy může volně vstupovat a vystupovat podle nastaveného statického tlaku. Nastavuje se tedy statický tlak a parametry vnějšího prostředí.

### **Stěnová okrajová podmínka**

Stěnová okrajová podmínka „Wall“ je plocha výpočtové oblasti, kterou představuje pevný povrch nebo plochy, kterými tekutina protékat nemůže. Tyto plochy jsou tedy dokonale nepropustné. Stěnovou podmínku můžeme rozdělit na dva základní typy:

- Tenká stěna (je zanedbávána tloušťka pevné stěny)
- Tenká stěna (stěna je vyobrazena reálně)

Stěnu můžeme definovat jako okrajovou podmínku, u které kapalina přilne na povrchu, předpokládáme tedy, že rychlost je nulová. Na pevné stěně můžeme definovat drsnost povrchu, případně smykové síly na povrchu. Pro stěnu máme toto základní rozdělení:



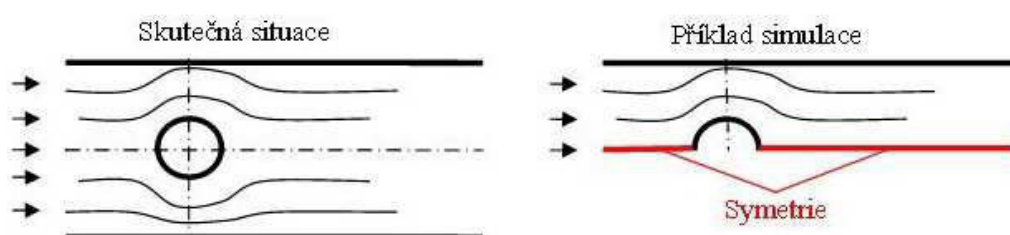
- Ideálně hladká stěna (lze zanedbat drsnost vzhledem k rozměrům)
- Drsná stěna
- Stěna bez tření
- Stěna se specifikovaným smykovým napětím
- Stěnu můžeme modelovat dvěma přístupy:
  - Tenká stěna
  - Tlustá stěna

Tenkou stěnu využíváme pro řešení úloh, ve kterých se není tepelný tok v pevné stěně důležitý. Pro případy, kdy chceme řešit tok tepla v pevné stěně, stěnu musíme vykreslit jako tlustou stěnu.

Jednotlivé parametry definujeme na základě fyzikálních parametrů. Například teplotu definujeme na vnějším povrchu, ale parametry proudění definujeme na vnitřním povrchu.

### Symetrická okrajová podmínka

Symetrická okrajová podmínka „Symmetry“ je podmínka používaná jako dělicí rovina v případě, když máme výpočtovou oblast, která má jednu nebo více rovin symetrie. V tomto případě nemusíme řešit celou oblast, ale postačí řešit polovinu, či čtvrtinu. Všechny gradienty jsou při této podmínce rovny nule a nemůžeme na ní definovat žádnou fyzikální veličinu.



Obr. 23.: Příklad použití symetrie [14]

### Periodická okrajová podmínka

Periodická okrajová podmínka „Periodic Interface“ je zvláštním druhem okrajové podmínky, stejně jako symetrická okrajová podmínka. Tato podmínka musí být vždy tvořena identickými plochami v páru. Ideální použití periodické podmínky je u úloh, u kterých se cyklicky opakuje proudové pole. Podmínku můžeme rozdělit na rotační nebo

translační, záleží, o jaký typ úlohy se jedná. Parametry definovat nelze, protože informace jsou periodicky předávány a podmínka kopíruje výpočet. U rotační podmínky se musí pouze nastavit osa rotace.

### Kombinace okrajových podmínek

Protože je nutné dodržet podmínky stability, je možné kombinovat vstupní a výstupní okrajové podmínky pouze v určitých logických operacích. Základní kombinace vstupních a výstupních podmínek jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 2.: Kombinace okrajových podmínek [14]

TEKUTINA	VSTUP	VÝSTUP
Nestlačitelná tekutina $\rho = \text{konst.}$	rychlost	Statický tlak (outlet nebo opening)
	statický tlak, (opening)	Statický tlak, (outlet)
	totální (celkový) tlak	Statický tlak (outlet nebo opening)
	hmotnostní tok	Statický tlak (outlet nebo opening)
Stlačitelná tekutina $\rho \neq \text{konst.}$	hmotnostní tok	Statický tlak (outlet nebo opening)
	totální (celkový) tlak	Statický tlak (outlet nebo opening)

## 8 Návrh modelu

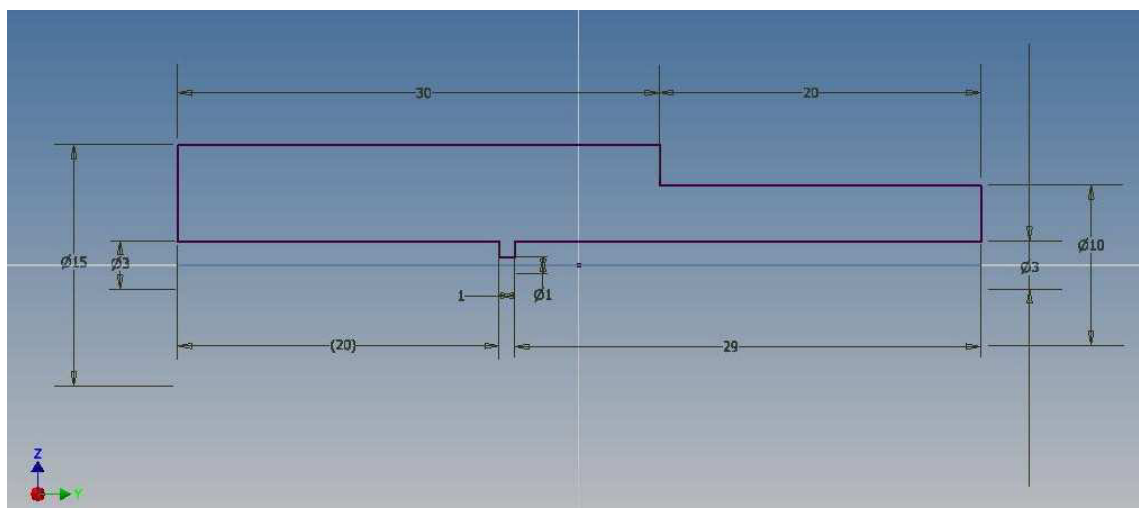
Základem pro simulování průtoku je model, který bylo potřeba vytvořit. V mém případě se jednalo o tři modely, které jsem vytvářela v programu Autodesk Inventor.

### 8.1 Zadání modelu

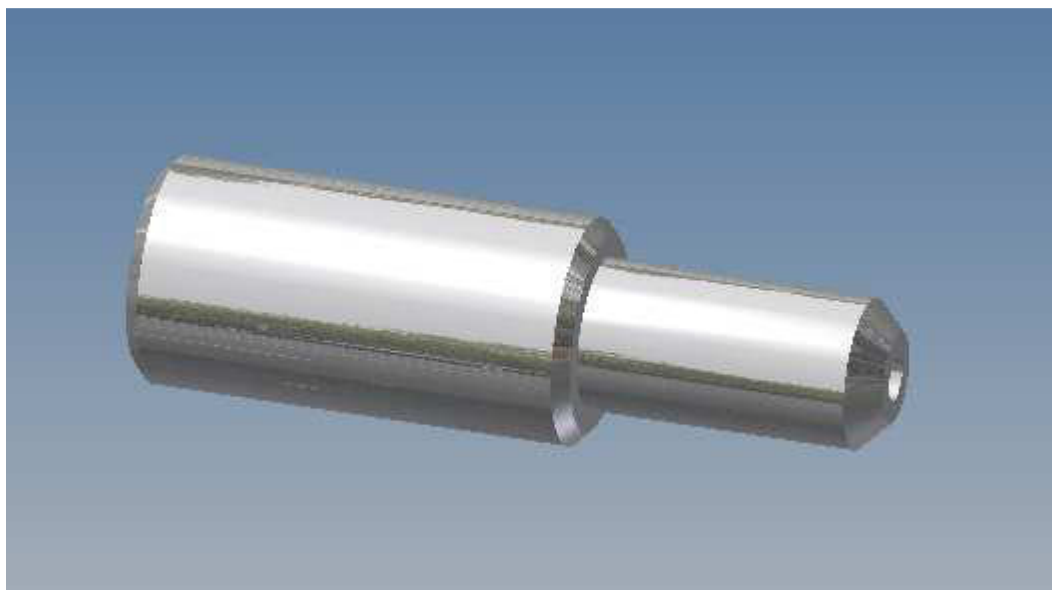
Modelem byla clona s vnitřním průměrem 3mm, průměrem zúžení 1 mm a s délkami zúžení 0,5mm, 1mm a 3 mm. Protože pro simulaci potřebujeme jednotlivé modely s danou délkou zúžení, bylo potřeba vytvořit tři modely pro simulaci, které budou použity pro simulaci proudění vody a stejné modely můžeme využít i pro simulaci proudění vzduchu. Podrobnější popis bude k dispozici v dalších kapitolách. Clona je vyrobena z leštěného hliníku, jehož drsnost povrchu  $R_a$  je 0,05  $\mu\text{m}$ . Leštěný hliník má oproti normálnímu hliníku nižší drsnost a díky tomu i nižší koeficient tření.

### 8.2 Postup vytváření modelu v Autodesk Inventor

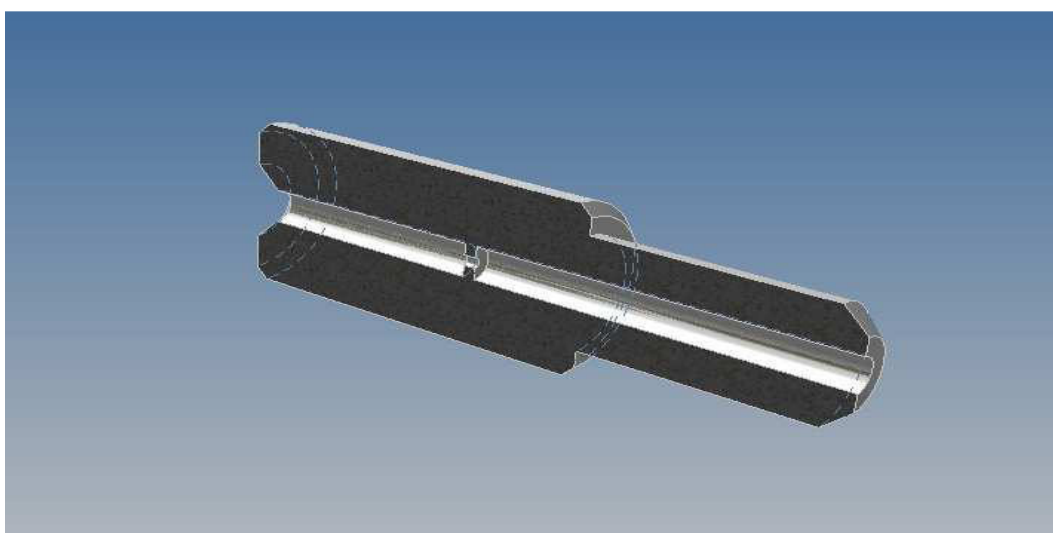
Základem pro vytvoření modelu v jakémkoli programu je skica. Vybrala jsem si způsob, kdy jsem vytvořila profil součásti, který jsem okótovala a následně podle středové osy orotovala. Další fází bylo zkosení hran a následné určení materiálu s povrchovou úpravou. V našem případě se jedná o leštěný hliník, který v programu najdeme pod názvem „hliník 6061-O“.



Obr. 24.: Skica clony



Obr. 25.: Výsledný model

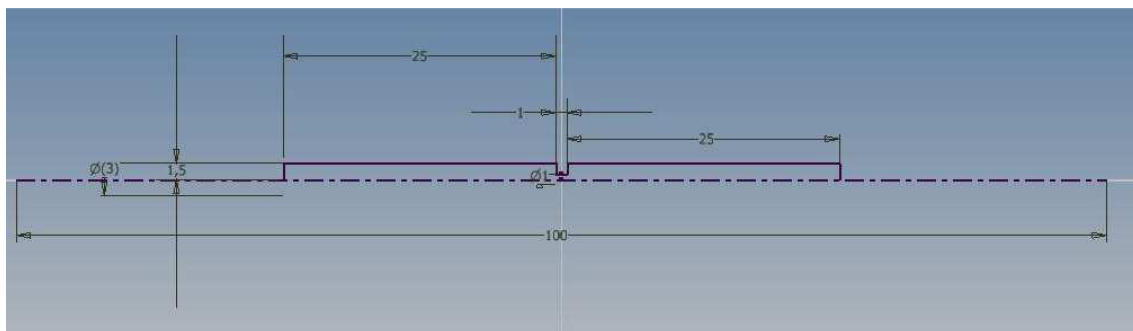


Obr. 26.: Výsledný model - řez

Následně jsem vytvořila ke každému modelu výkres, který je přiložen v příloze.

### 8.3 Vytváření modelu určeného k simulacím

Jak jsem později zjistila, tento vytvořený model byl pro naše simulace příliš složitý. Proto jsem vytvořila model pouze funkční plochy clony. Model jsem opět vytvářela nakreslením skici a následnou rotací.



Obr. 27.: Skica clony k simulacím

Následně jsem opět nastavila materiál leštěný hliník a výslednou součást můžete vidět na obrázku.



Obr. 28.: Výsledný model k simulacím



## 9 Provádění simulací v Autodesk Simulation Multiphysics

### 9.1 Nastavení okrajových podmínek

V případě, že používáme K-epsilon turbulentní model pro proudění tekutin, musíme určit vstupní turbulentní kinetickou energii ( $k$ ) a turbulentní ztrátovou rychlost (epsilon), za jakou se kinetická energie přemění ve vnitřní tepelnou energii.

Zavádění podmínek pro turbulenci

Vybereme vstupní povrchy („Selection: Select: Surfaces“), klikneme pravým tlačítkem myši na zobrazovanou oblast a vybereme vysouvací menu „Add“. Vybereme příkaz „Surface Prescribed Turbulence Condition...“ Výsledné okno obsahuje následující vstupy:

- „Surface Condition Type“: Vybereme buď „Velocity inlet“ nebo „Pressure outlet“ podle vhodnosti umístění. „Velocity inlet“ je upřednostňovanější volbou a je důležitý pro přítokové hranice, kde musí být buď rychlostní, tlakové nebo vstupní/výstupní podmínky stanoveny. Podmínka pro „Pressure outlet“ je volitelná a použitelná pouze tehdy vyskytuje-li se na výstupu zpětné proudění.
- „Parameter type“: Turbulentní podmínky mohou být stanoveny:
  - „Intensity - scale factor“: Při použití této metody, jsou vstupní podmínky určeny „KE intensity“ a „Epsilon scale factor“. „KE intensity“ se používá pro stanovení vstupní turbulentní kinetické energie ( $k$ ) podle již zmíněného vzorce:

$$k = \frac{2}{3} (U.I)^2 \quad (21)$$

„Epsilon scale factor“ se používá pro určení ztrátové míry vstupní turbulentní kinetické energie (epsilon) podle také již zmíněného vzorce:

$$\varepsilon = C_{\mu} \frac{k^{\frac{3}{2}}}{S_F l} \quad (22)$$

- „KE and epsilon“: Při použití této metody jsou vstupní podmínky určeny přímo turbulentní kinetickou energií ( $k$ ) a ztrátovou mírou turbulentní kinetické energie (epsilon). Hodnoty pro  $k$  a epsilon mohou být získány buď podmínkami protiproudého toku, experimenty nebo odhadem založeným na podmínkách hlavního toku na vstupu.

Například mohou být  $K$  a epsilon odhadnuty podle

$$K = C_{bc} \cdot U^2 \quad (23)$$

$$\varepsilon = C_{mu} \frac{K^{\frac{3}{2}}}{L_0} \quad (24)$$

$C_{bc}$  ... konstanta mezi 0,003 a 0,01

$L_0$ ... výchozí směšovací délka na vstupu s hodnotou mezi minimálním a maximálním přípustným vířením.

## 9.2 Výpočet okrajových podmínek

Důležitými okrajovými podmínkami pro náš výpočet je „KE intensity“ a „Epsilon scale factor“. Podle vzorce byla vypočítána hodnota kinetické energie, která je 0,0024. Hodnota ztrátové rychlosti byla určena z Moodyho diagramu, který nám nahrazuje vzorec pro ztrátovou rychlost. Hodnota Epsilon scale faktoru je 0,066. Další důležitou okrajovou podmínkou je nastavení vstupní a výstupní rychlosti proudění, v našem případě nastavujeme 40 mm/s u obou případů, protože předpokládáme, že vstupní a výstupní proudění bude stejné.

Dosazení do vzorců:

Kinetická energie (pro náš případ postačí vzorec bez intenzity turbulence)

$$k = \frac{3}{2} (U \cdot I)^2$$

$$k = \frac{3}{2} (0,04 \cdot 0,1875)^2 = 8,43 \cdot 10^{-5} = 0,00008 \quad (25)$$

Pro náš případ postačí vzorec bez intenzity turbulence:

$$k = \frac{3}{2} U^2 = 2,4 \cdot 10^{-3} = 0,0024 \quad (26)$$

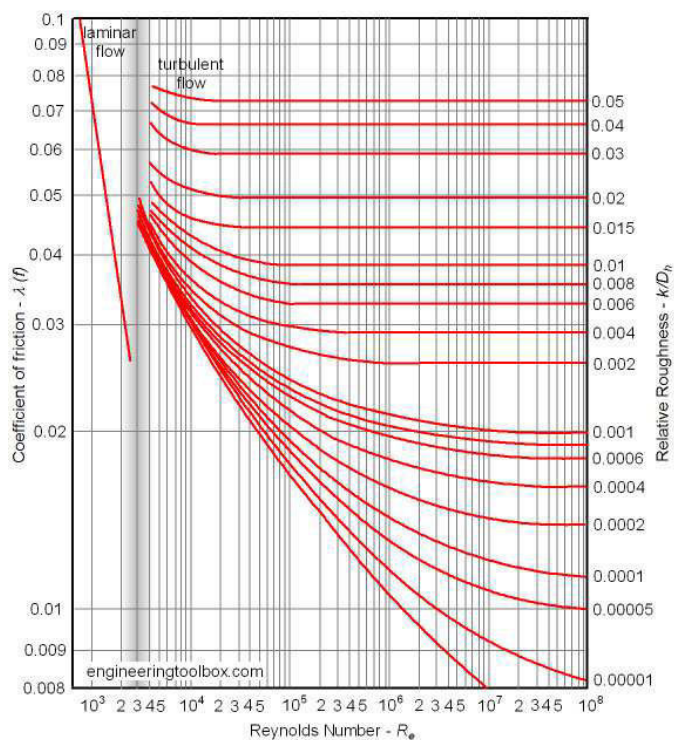
Turbulentní intenzita:

$$I = 0,16 Re^{-\frac{1}{8}}$$

$$I = 0,16 \cdot 0,281^{-\frac{1}{8}} = 0,1875 \quad (27)$$

Reynoldsovo číslo:

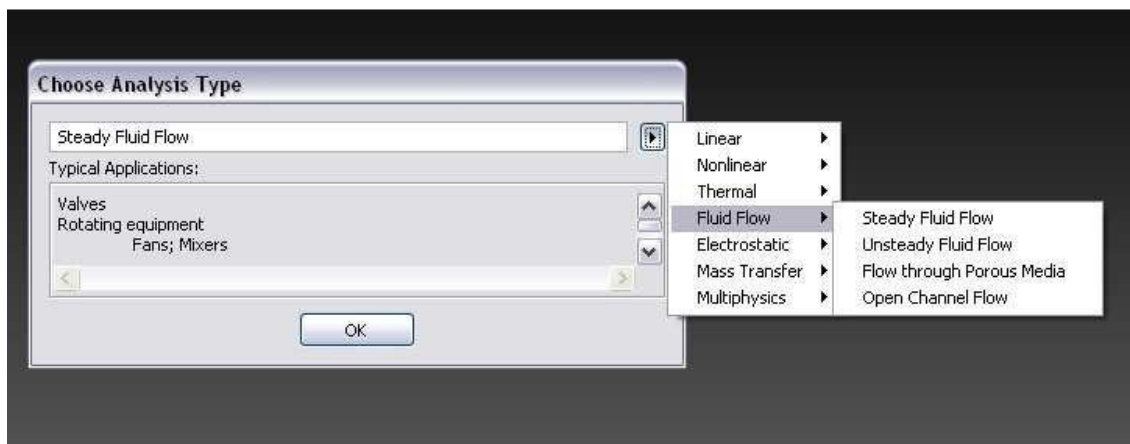
$$Re = \frac{v \cdot D}{\nu} = \frac{v \cdot \pi r^2}{\nu} = \frac{0,04 \cdot \pi (1,5 \cdot 10^{-3})^2}{1,004 \cdot 10^{-6}} = 0,281 \quad (28)$$



Obr. 29.: Moodyho diagram

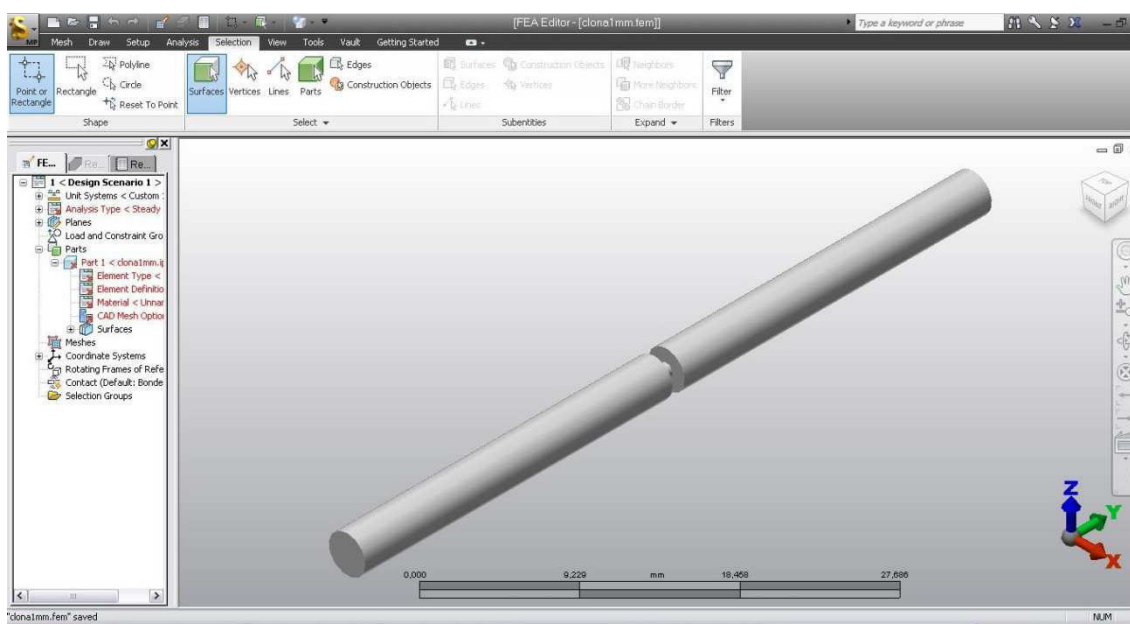
### 9.3 Postup při simulování proudění

Po otevření modelu v programu se otevře tabulka „Choose Analysis Type“, kde si vybereme „Steady Fluid Flow“.



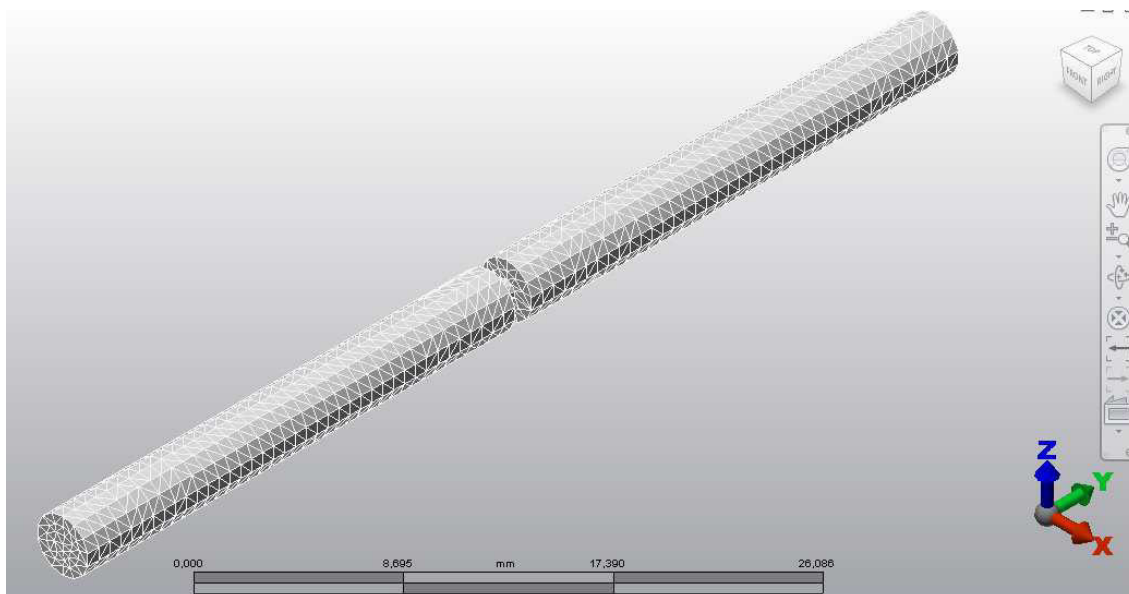
Obr. 30.: Tabulka „Steady Fluid Flow“

Model se nám zobrazí v okně a nyní je potřeba doplnit chybějící informace, které se nám zobrazují vlevo červenou barvou.



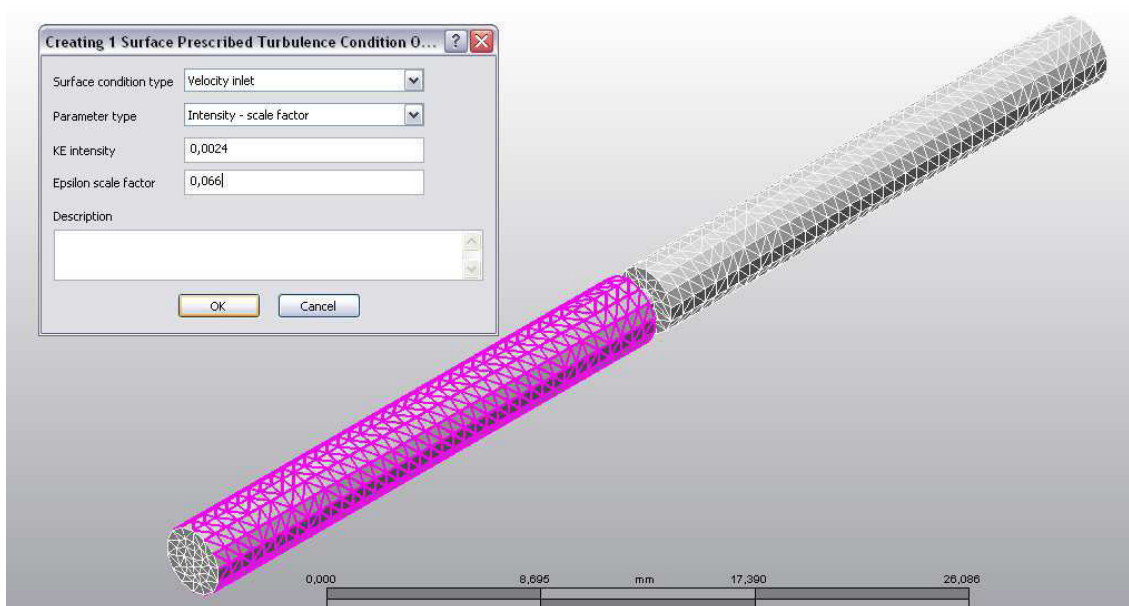
Obr. 31.: Zobrazení modelu

Nejdřív nastavíme „Element type“ na 3-D. Dále musíme nastavit „Material“ na tekutinu, která má protékat. Nejdřív se budou provádět simulace pro vodu, poté pro vzduch. Následuje síťování modelu pomocí „Generate 3D Mesh“, abychom mohli nastavit okrajové podmínky.



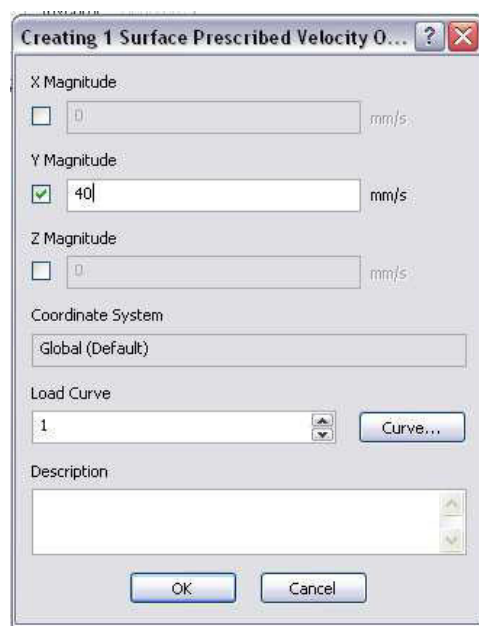
Obr. 32.: Zasítování modelu

Poté je potřeba nastavit okrajové podmínky, pro jednotlivé povrchy. Jak je nastavit je již zmíněno v předchozí kapitole, pro správné použití přímo na modelu je ale ještě jednou zmíním. Po kliknutí na povrch se nám povrch zbarví, což nám potvrdí, že máme povrch opravdu vybraný. Dále klikneme pravým tlačítkem myši na „Add“, kde najdeme „Surface Prescribed Turbulence Condition“. Zde necháme nastavenou kolonku „Velocity Inlet“ a „Intensity - scale factor“ a následně můžeme vyplnit námi vypočítané okrajové podmínky – „KE intensity“ = 0,0024, „Epsilon scale factor“ = 0,066.



Obr. 33.: Nastavení okrajových podmínek

Okrajové podmínky nastavíme na všechny tři povrchy a následně je potřeba nastavit vstupní a výstupní rychlost. Po kliknutí na vstupní plochu opět pravým tlačítkem myši najedeme na „Add“, kde najdeme „Surface Prescribed Velocity“, kde nastavíme příslušnou rovinu. V mém případě se jedná o souřadnici y, kterou nastavím na 40 mm/s. Stejně tak nastavíme i výstupní plochu. Předpokládáme, že vstupní i výstupní rychlost bude stejná.

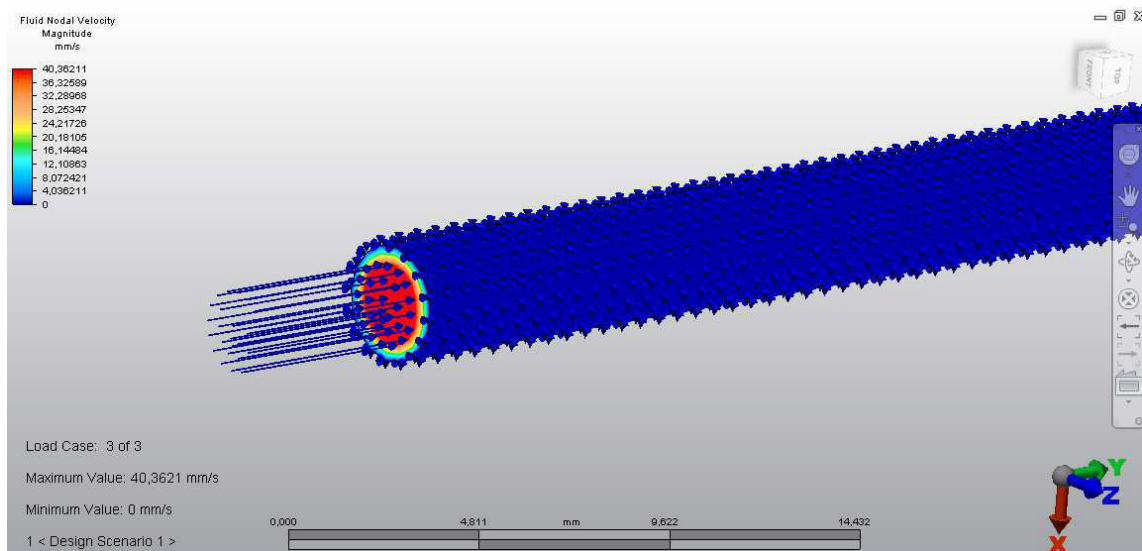


Obr. 34.: Nastavení vstupní/výstupní rychlosti

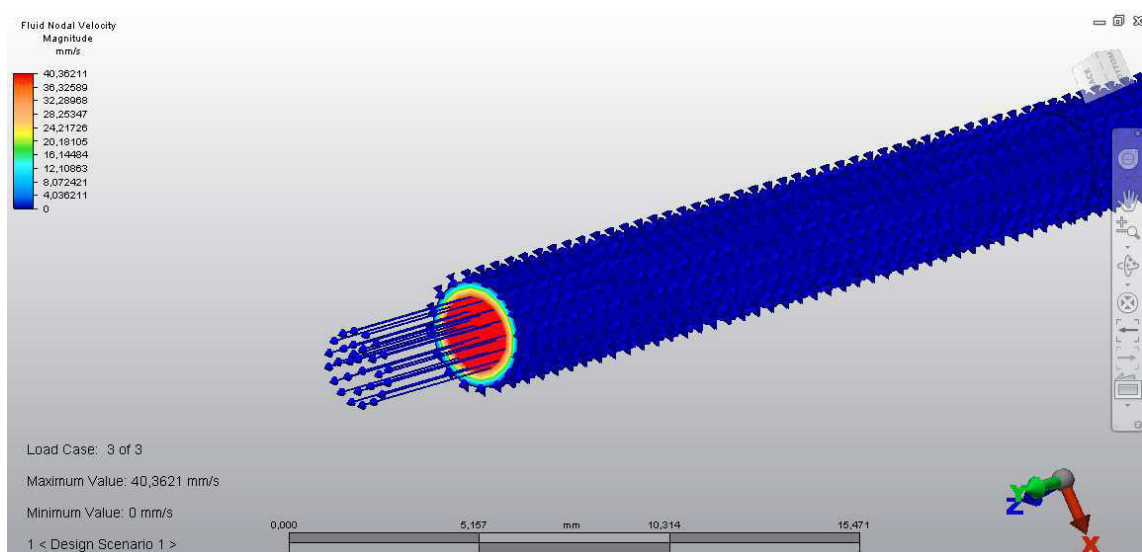
Následně už můžeme nechat model přes kolonku „Analysis“ a „Run Simulation“ analyzovat. Simulace je nastavena na 3 výpočetní kroky, které můžete vidět v následující kapitole.

## 10 Výsledky simulací

### 10.1 Simulace – voda

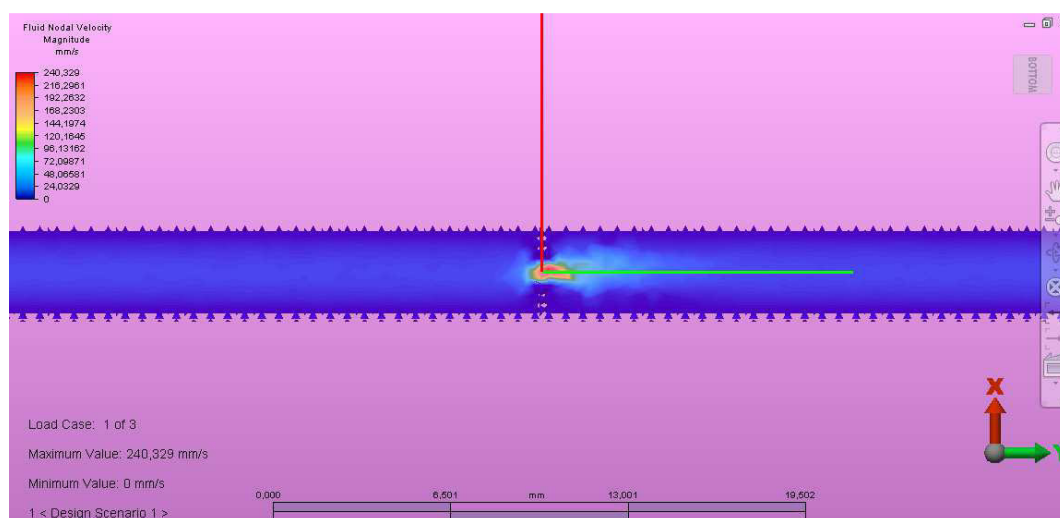


Obr. 35.: Clona 0,5 mm – rychlost na vstupu

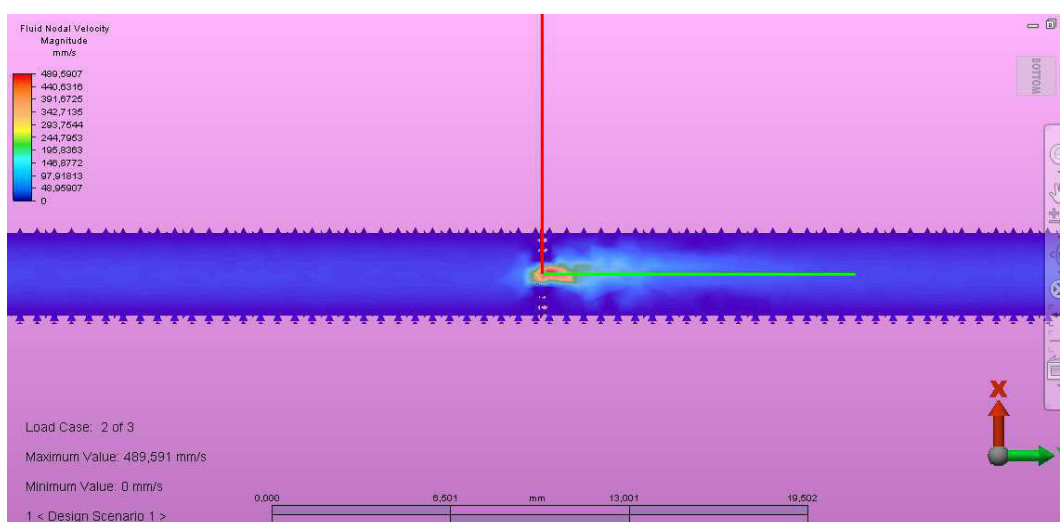


Obr. 36.: Clona 0,5 mm – rychlost na výstupu

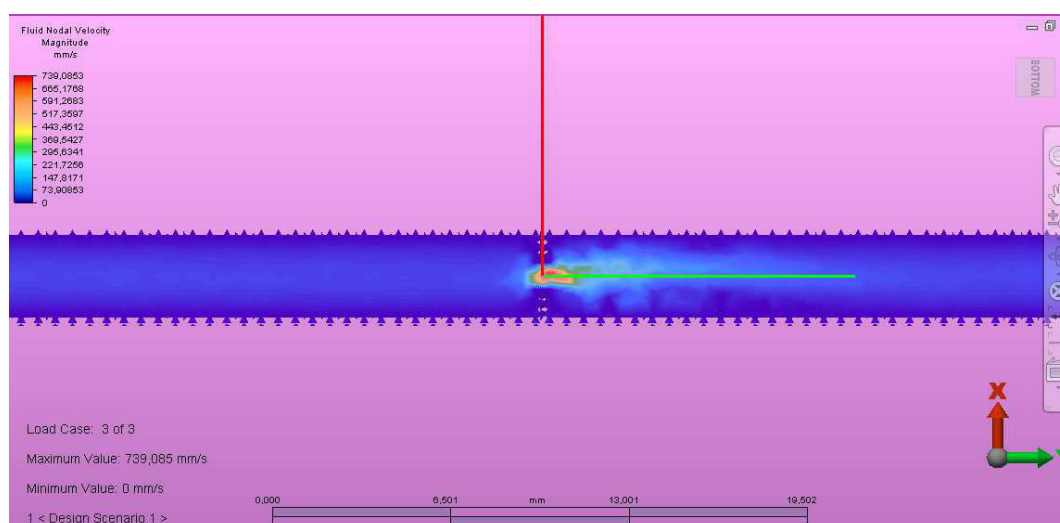




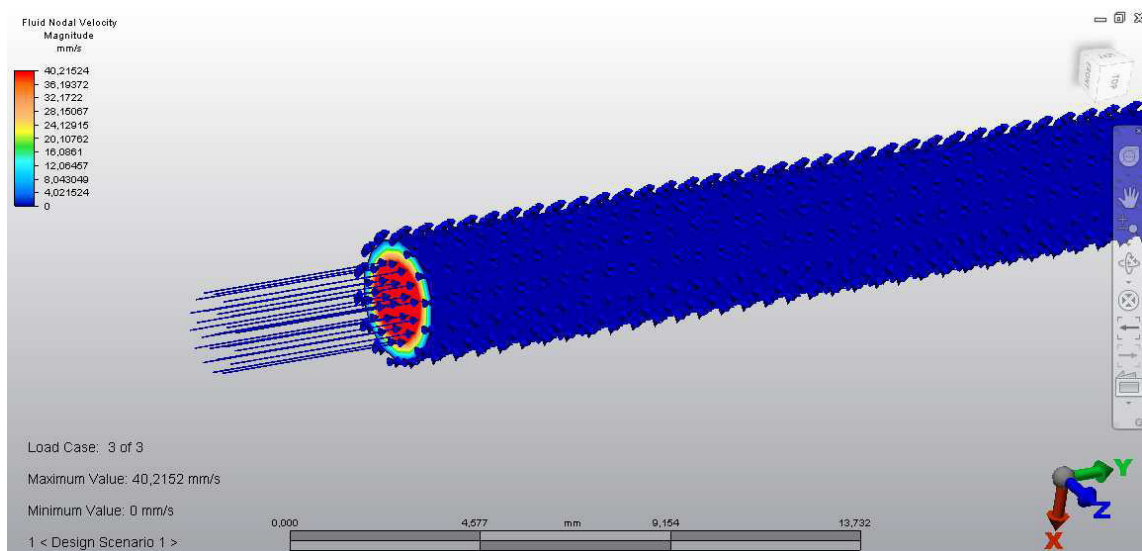
Obr. 37.: Clona 0,5 mm – krok 1



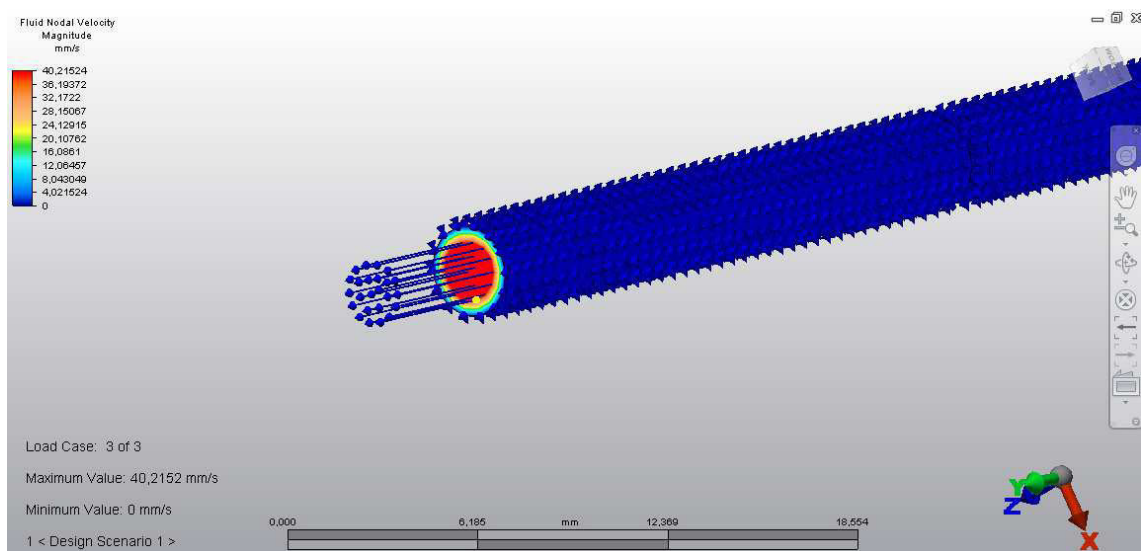
Obr. 38.: Clona 0,5 mm – krok 2



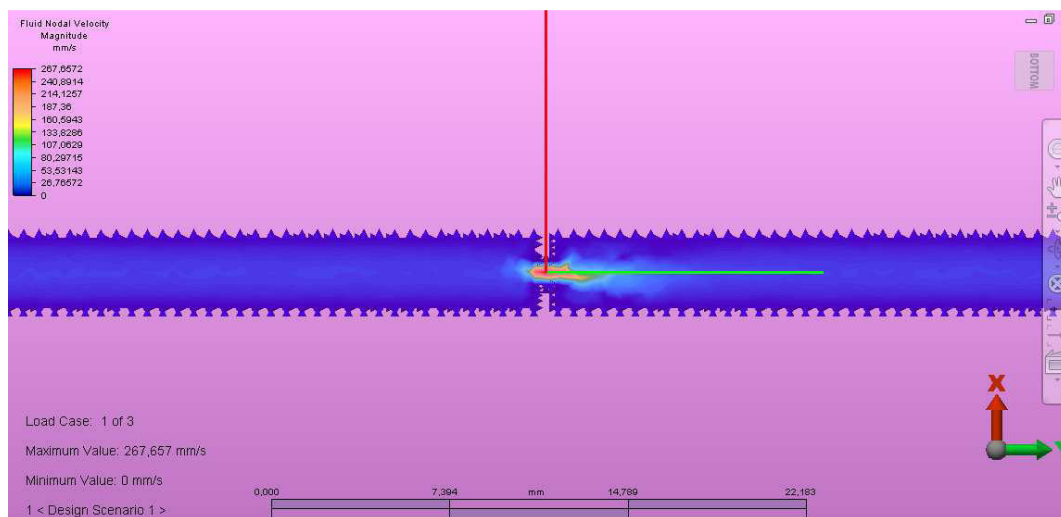
Obr. 39.: Clona 0,5 mm – krok 3



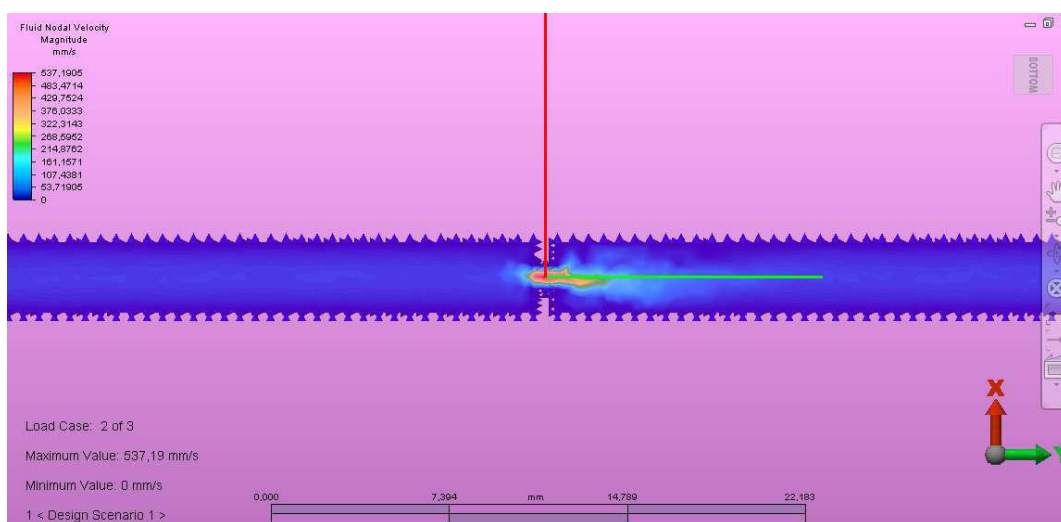
Obr. 40.: Clona 1 mm – vstupní rychlost



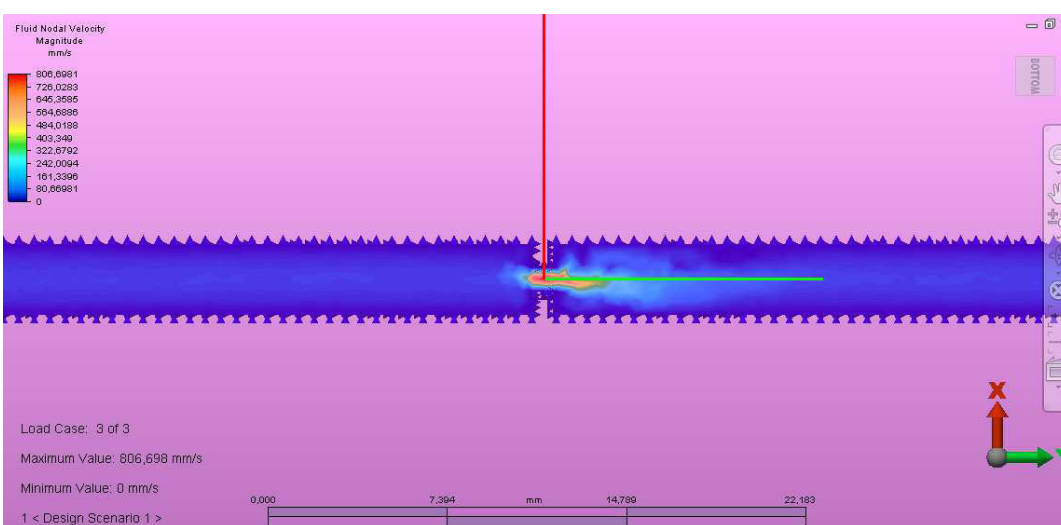
Obr. 41.: Clona 1 mm – výstupní rychlost



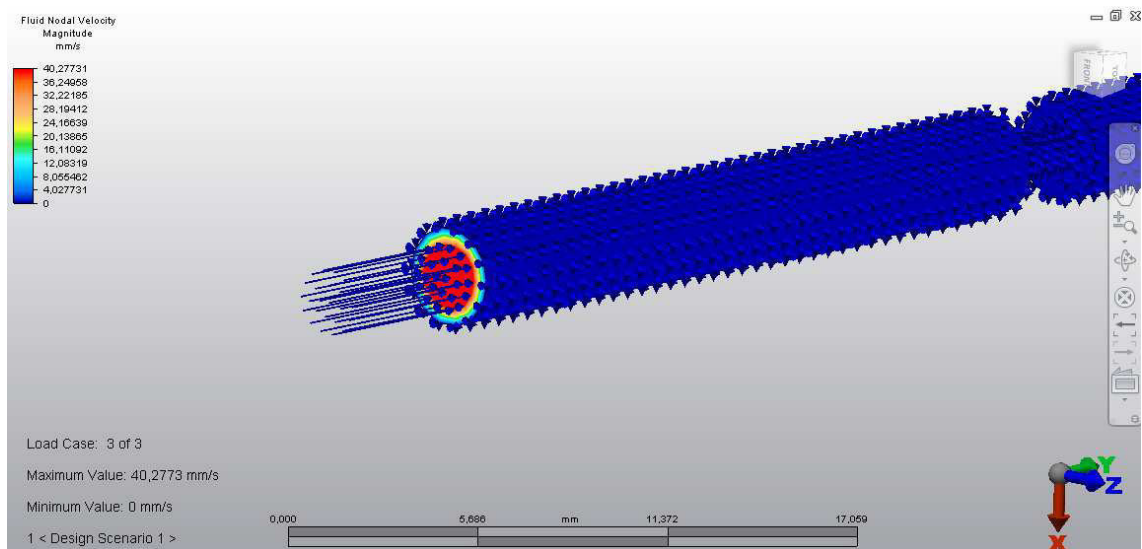
Obr. 42.: Clona 1mm – krok 1



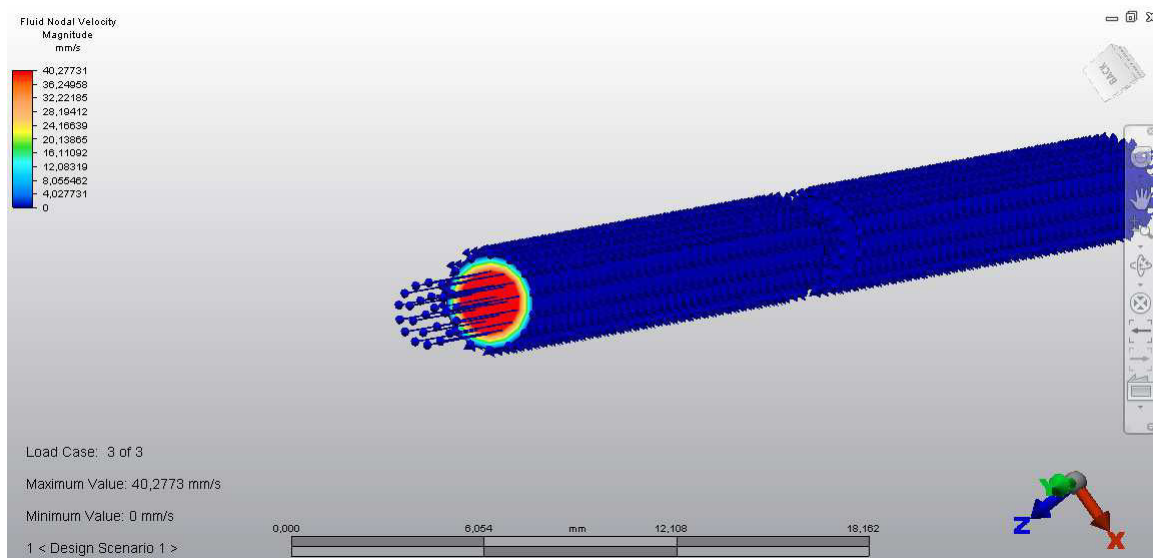
Obr. 43.: Clona 1mm – krok 2



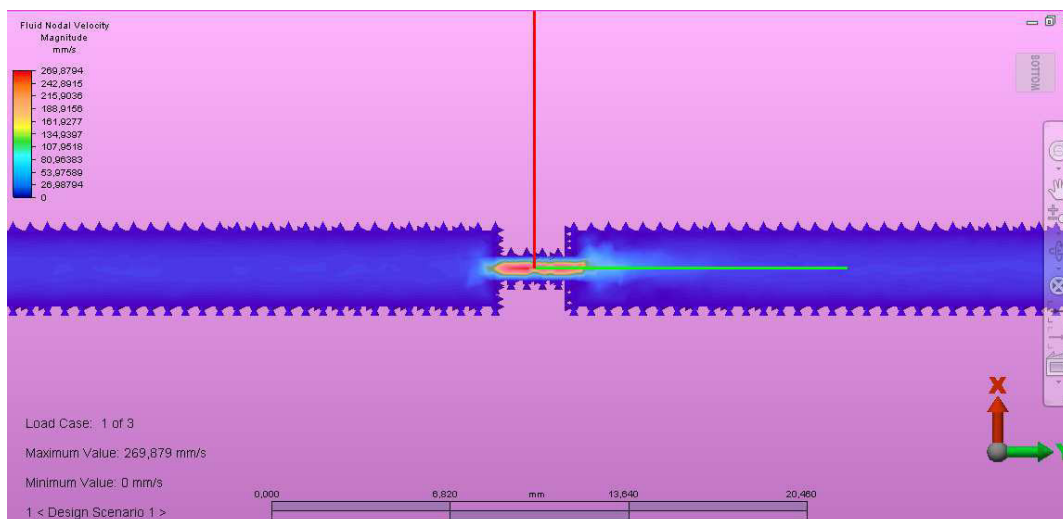
Obr. 44.: Clona 1mm – krok 3



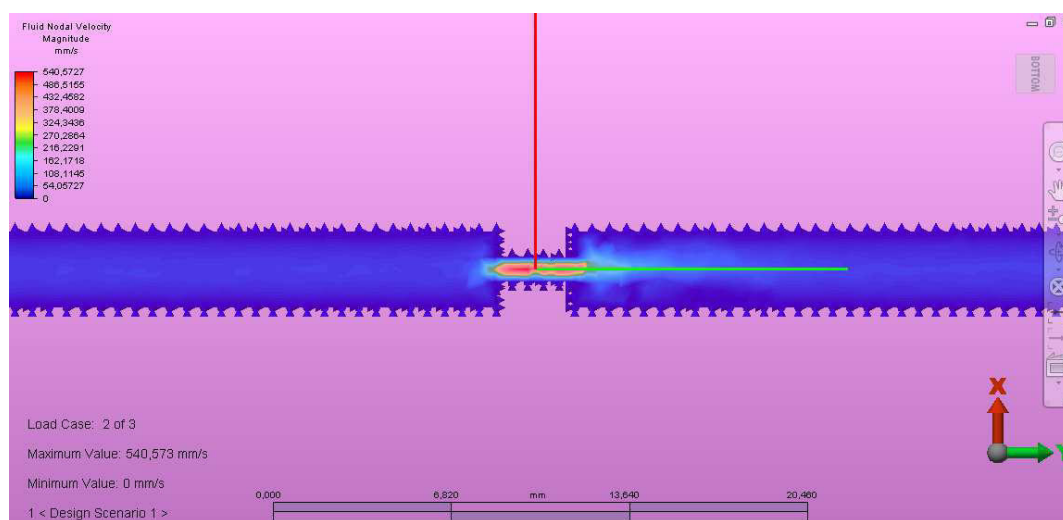
Obr. 45.: Clona 3 mm – rychlost na vstupu



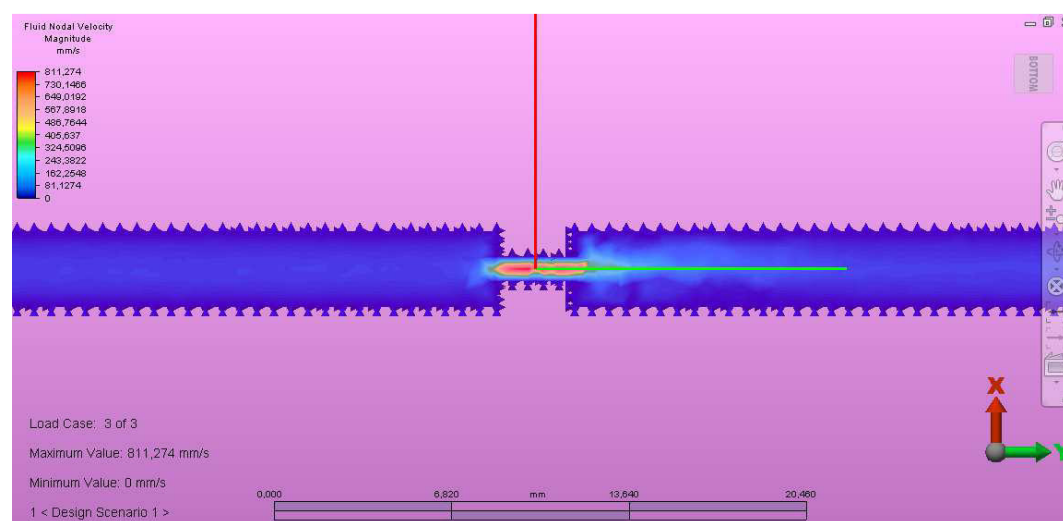
Obr. 46.: Clona 3 mm – rychlost na výstupu



Obr. 47.: Clona 3 mm – krok 1

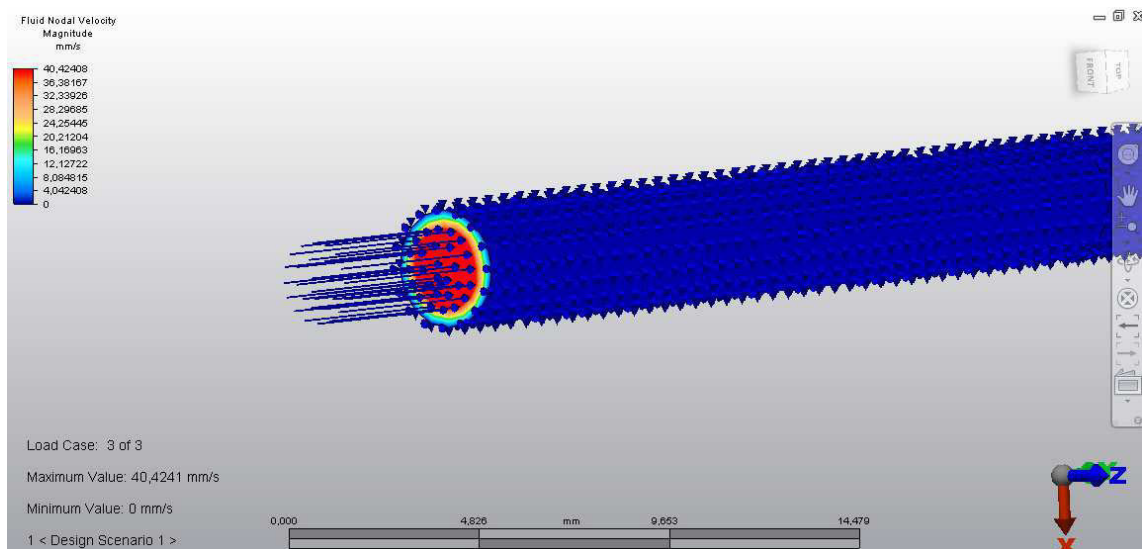


Obr. 48.: Clona 3 mm – krok 2

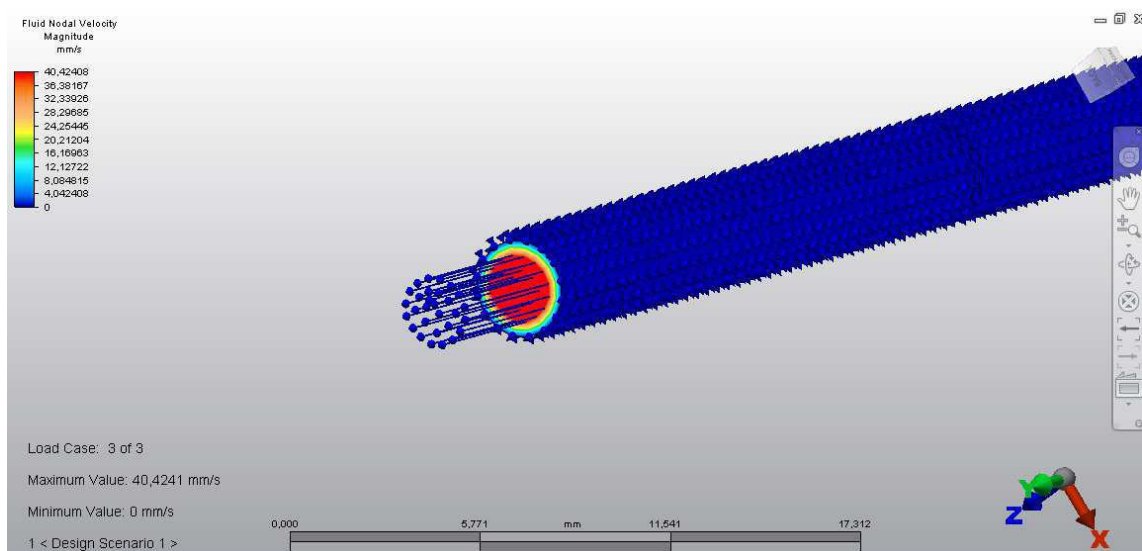


Obr. 49.: Clona 3 mm – krok 3

## 10.2 Simulace – vzduch

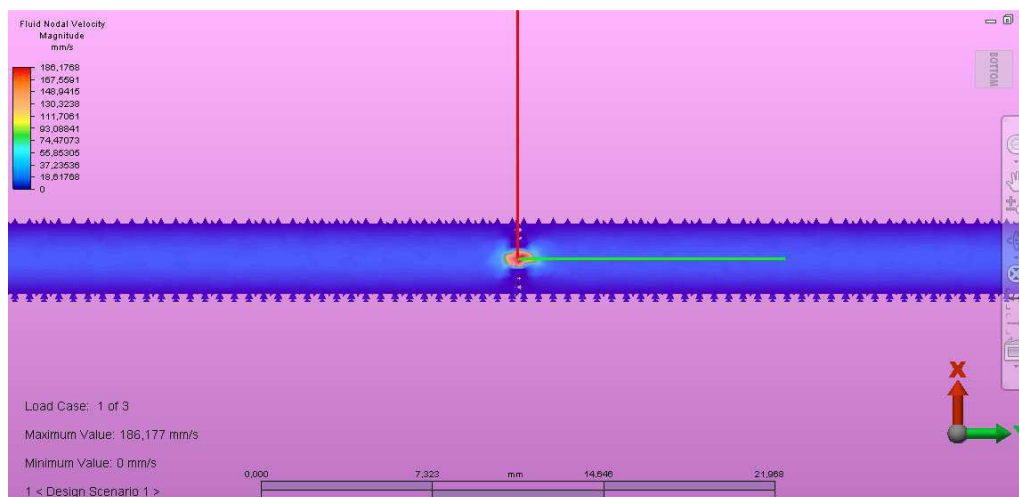


Obr. 50.: Clona 0,5 mm – rychlost na vstupu

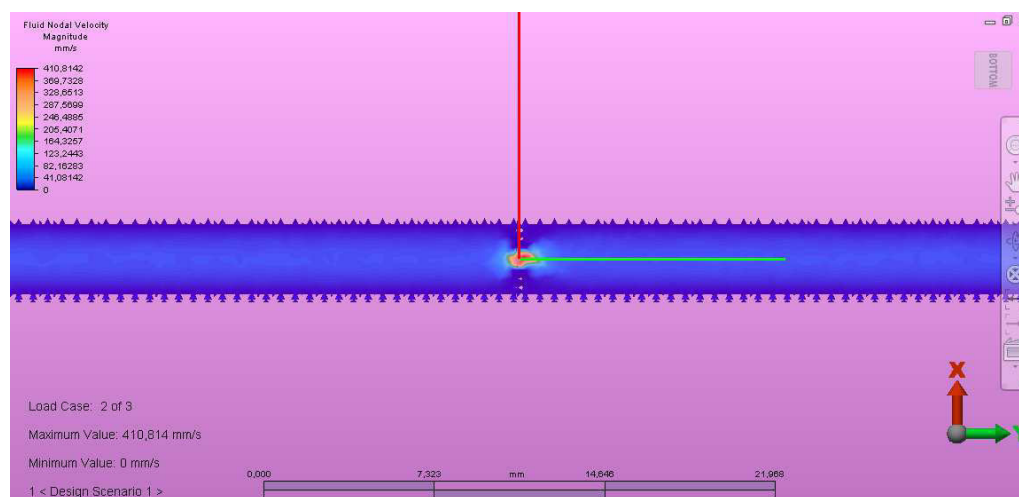


Obr. 51.: Clona 0,5 mm – rychlost na výstupu

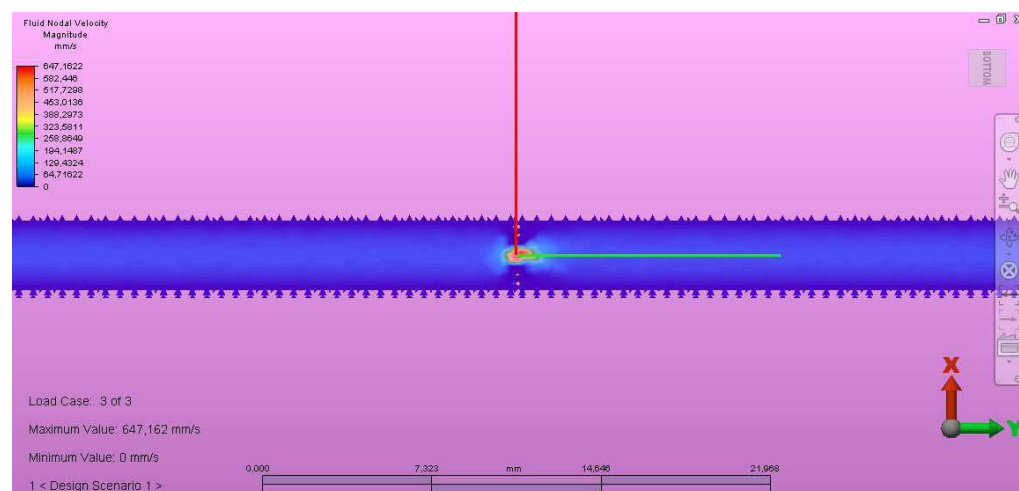




Obr. 52.: Clona 0,5 mm – krok 1

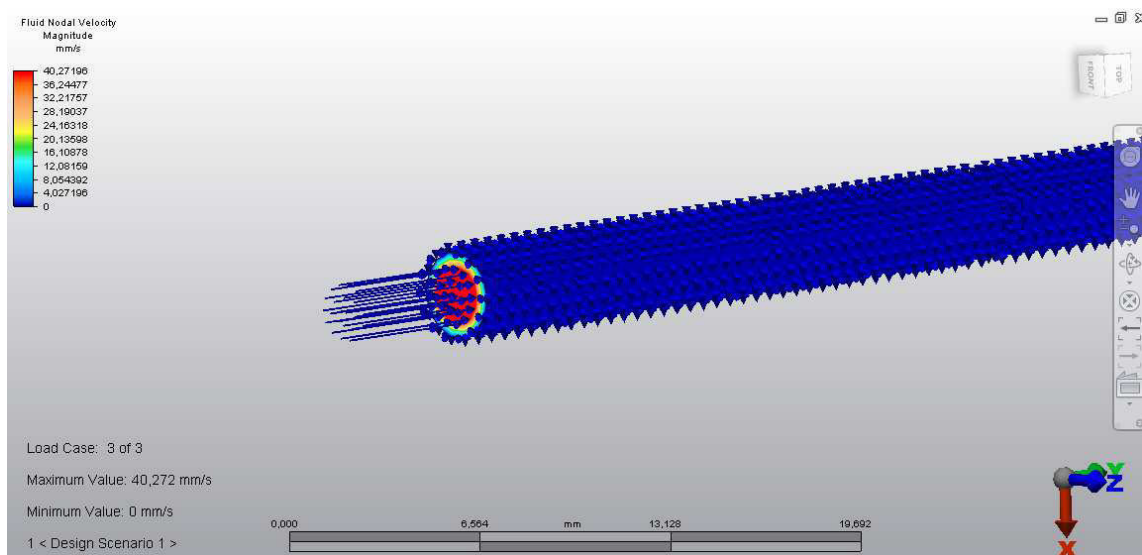


Obr. 53.: Clona 0,5 mm – krok 2

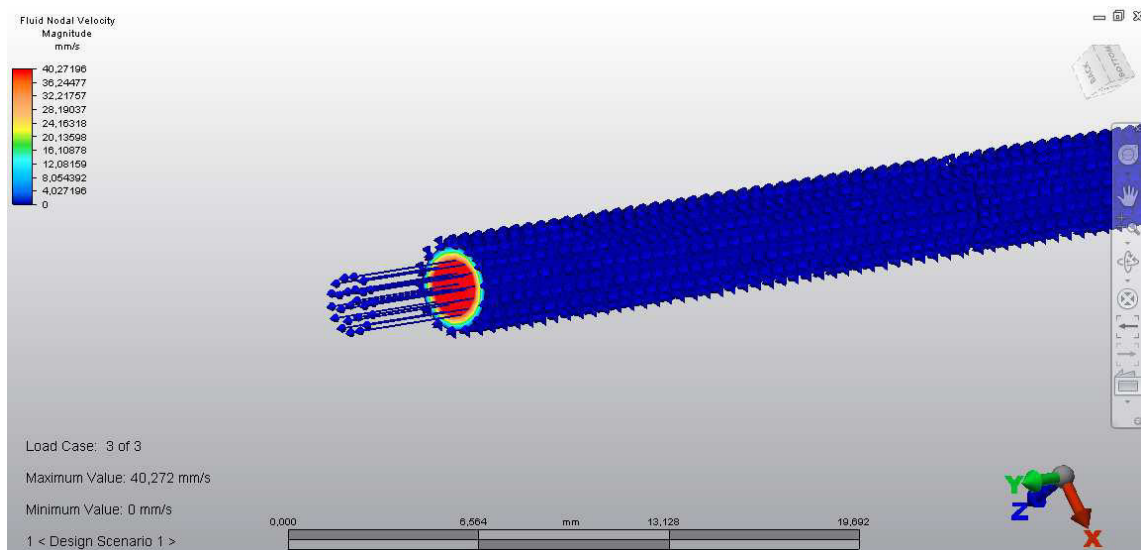


Obr. 54.: Clona 0,5 mm – krok 3

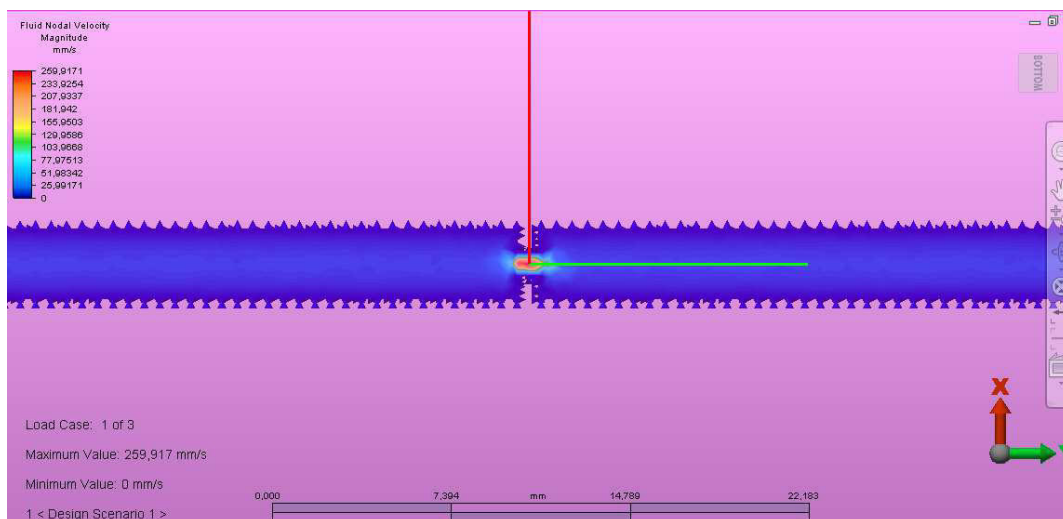




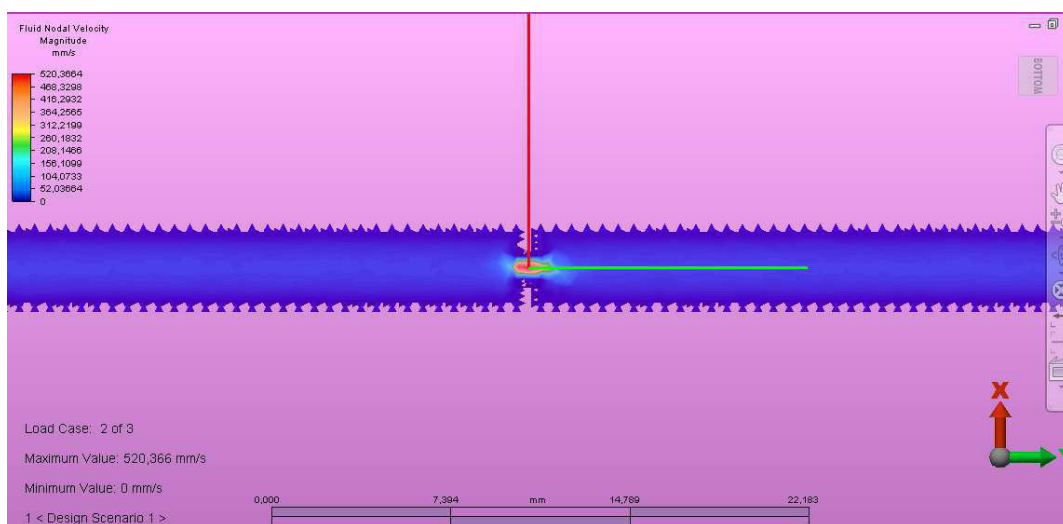
Obr. 55.: Clona 1 mm – rychlost na vstupu



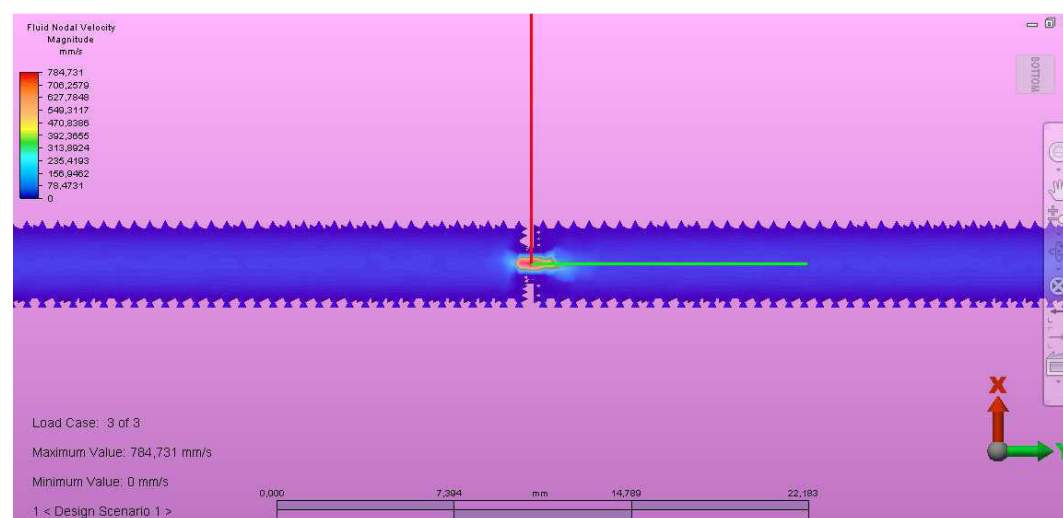
Obr. 56.: Clona 1 mm – rychlost na výstupu



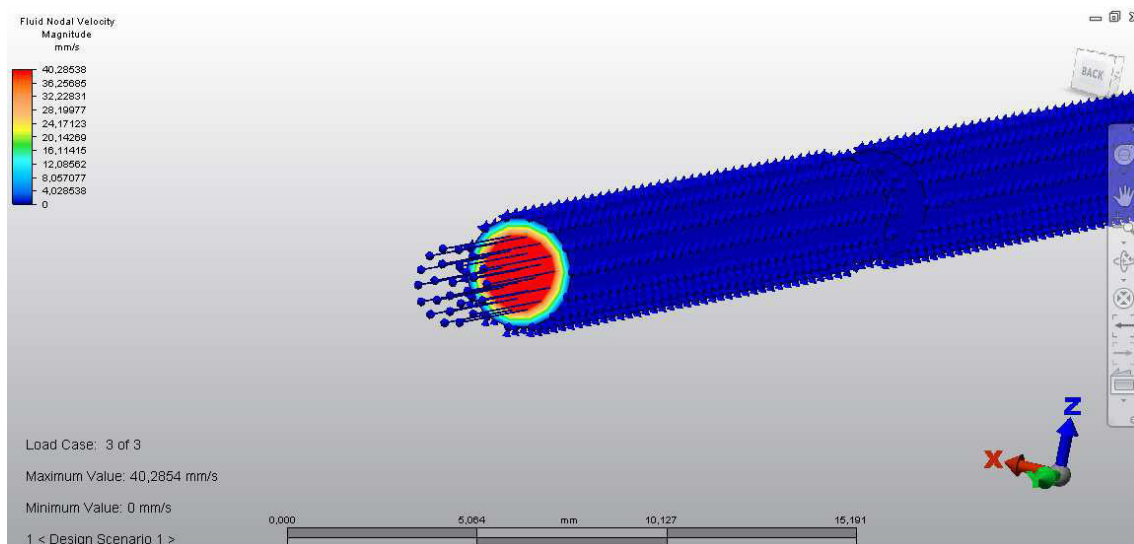
Obr. 57.: Clona 1 mm – krok 1



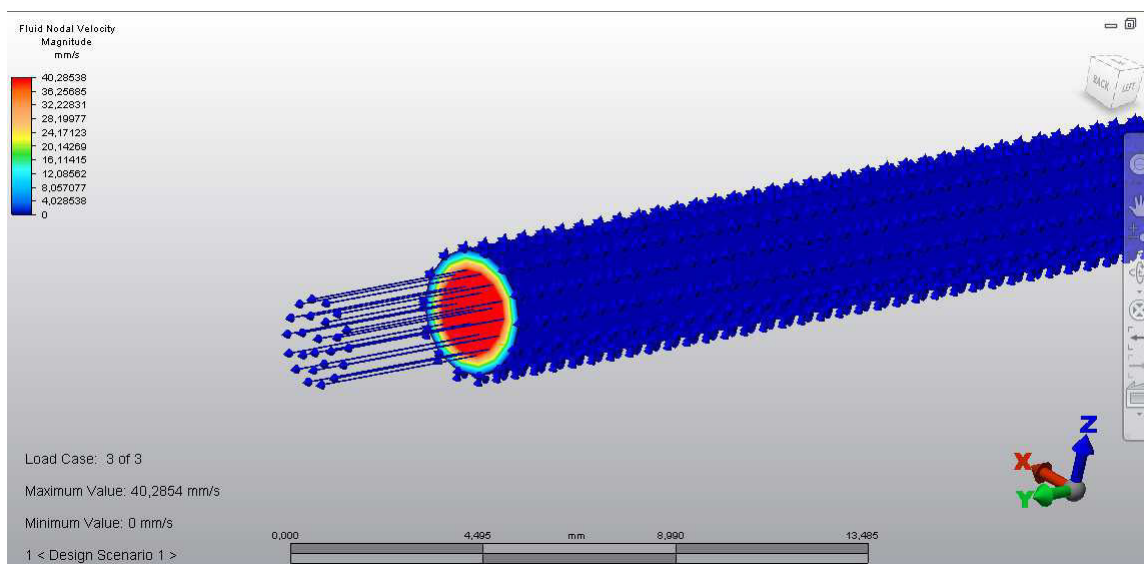
Obr. 58.: Clona 1 mm – krok 2



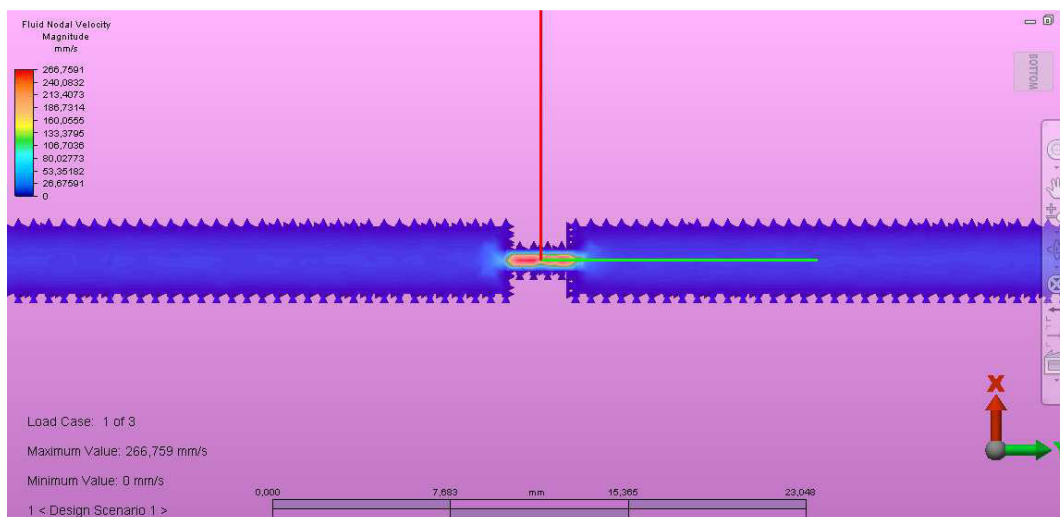
Obr. 59.: Clona 1 mm – krok 3



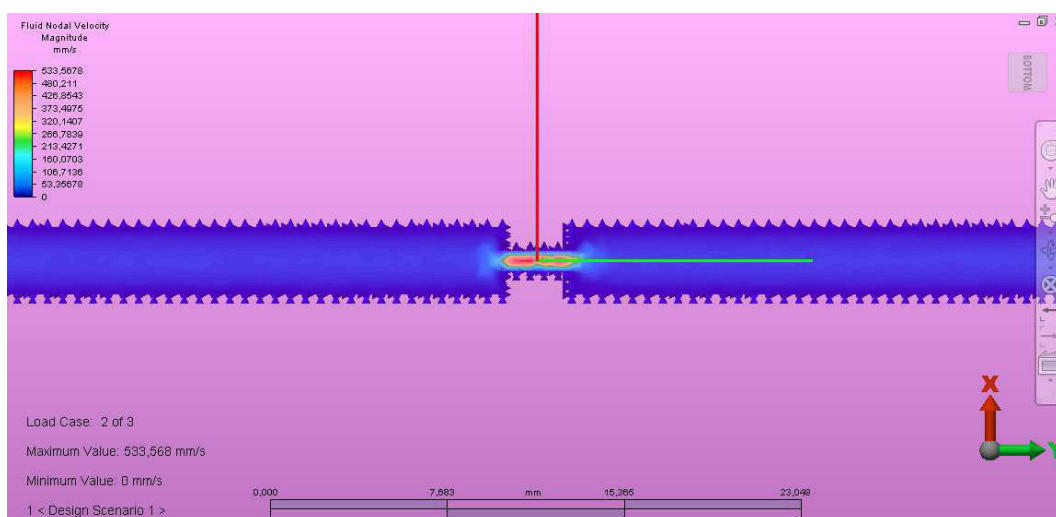
Obr. 60.: Clona 3 mm – rychlost na vstupu



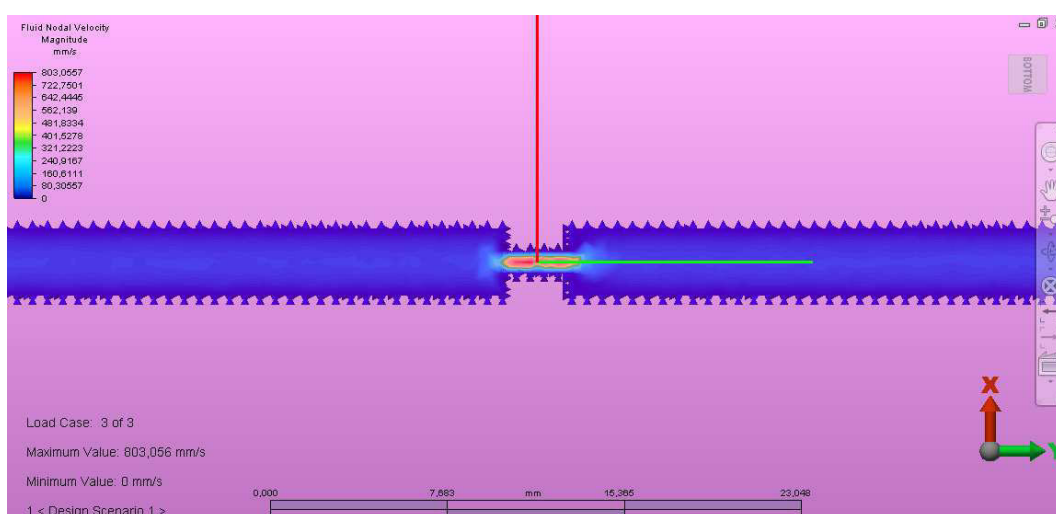
Obr. 61.: Clona 3 mm – rychlost na vstupu



Obr. 62.: Clona 3 mm – krok 1



Obr. 63.: Clona 3 mm – krok 2



Obr. 64.: Clona 3 mm – krok 3

## 11 Další programy určené pro simulaci proudění

Na trhu můžeme najít několik programů určených pro simulaci proudění tekutin. V současnosti nejpoužívanějšími programy jsou Comsol Multiphysics a Ansys Fluent, méně už simulační programy Autodesku, Matlab a Ansys CFX. Co se týče mnou používaného programu Autodesk Simulation Multiphysics, jeho nevýhodou je nedostatek informací a tutoriálů, který velmi komplikuje osvojení si tohoto programu. Možná proto není doposud tolik využívaným programem.

Základní ovládání programu je téměř stejné. Základem je vytvoření modelu a vytvoření výpočetní sítě. Následuje nastavení okrajových podmínek, jejichž zadání se může v jednotlivých programech lišit. Nastavení se liší převážně v jednotkách, ve kterých se podmínky nastavují a v požadavcích, které podmínky musí být nastaveny nebo ne. Výstup už pak velice podobný u všech simulačních programů.

### Co je CFD?

CFD je zkratka z „Computational Fluid Dynamics“. Jedná se tedy o metodu počítačové simulace procesů v mechanice tekutin, která využívá základních rovnic mechaniky tekutin.

### ANSYS FLUENT

Obecně Ansys nabízí program Ansys Fluent nebo Ansys CFX, buď samostatně nebo společně ve svazku pod názvem Ansys CFD.

Fluent je program určený pro širokou škálu úloh v CFD, které jsou řešeny metodou konečných objemů. Je schopný řešit a zpracovat 2D i 3D simulace, laminární i turbulentní proudění, vícefázové proudění, chemické procesy, jejich vzájemné kombinace a mnoho dalšího.

Základem programu je prostředí Workbench, ve kterém je volen daný typ výpočtu, je v něm tvořena geometrie, síťování i pevnostní nebo proudící výpočet. Ansys podporuje různé CAD systémy, jako je Autodesk Inventor, Solidworks a spousta dalších.

## **COMSOL MULTIPHYSICS**

Comsol Multiphysics umožňuje řešit úlohy popsané parciálními diferenciálními rovnicemi metodou konečných prvků. V programu můžeme modelovat multifyzikální děje, stejně jako ostatní programy zvládne zahrnout několik dějů najednou. Tento program se nejčastěji propojuje s univerzálním nástrojem Matlab. Využívá se například pro kreslení geometrických tvarů, generování FEM sítí při vlastním numerickém řešení nebo se využívá pouze pro konečné zpracování výsledků úlohy.

## 12 Porovnání s paralelně probíhajícím experimentem

Paralelně probíhající experiment prováděl Marek Jägermann v rámci své bakalářské práce na téma „Vyhodnocení proudění v segmentu pro měření objemu vzduchu při vysokofrekvenční ventilaci metodou  $\mu$ PIV“. Experiment probíhal pouze pro zúžení 1 mm a 3 mm, proto mnou simulované zúžení 0,5 mm nemůžeme porovnat. Z jeho práce jsem převzala několik obrázků pro porovnání experimentu se simulacemi.

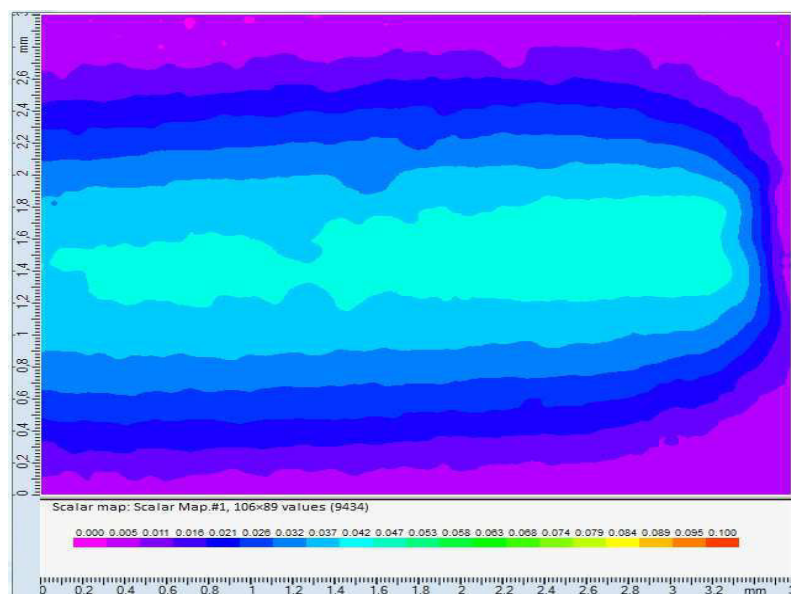


Obr. 65.: Master model pro experiment

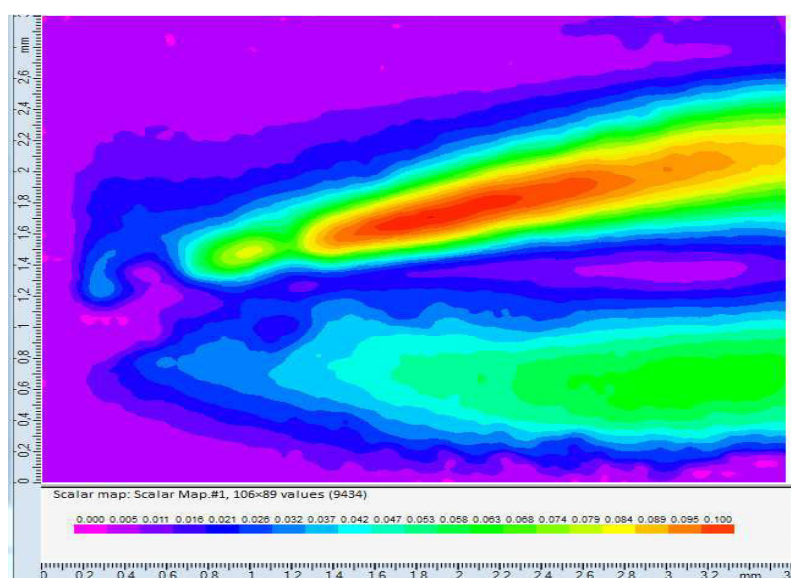


Obr. 66.: Vzorek 1 mm připravený k připojení do tratě



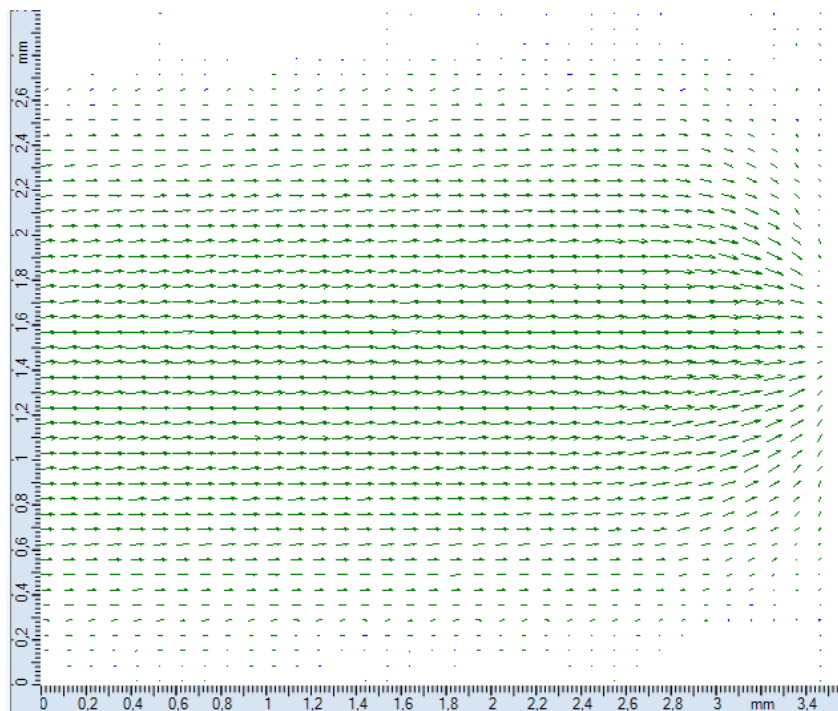


Obr. 67.: Skalární mapa před zúžením vzorku 1 mm

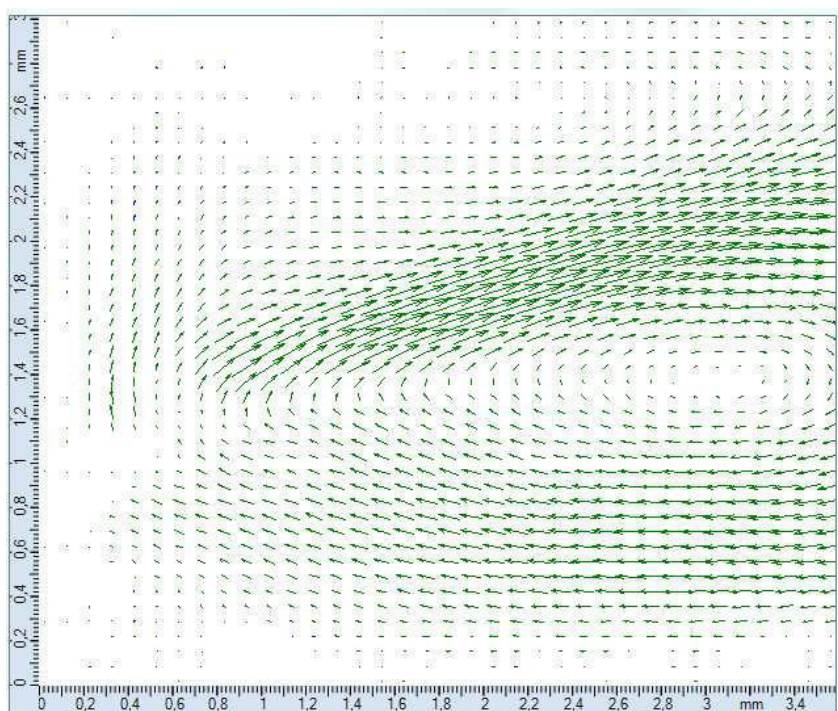


Obr. 68.: Skalární mapa za zúžením vzorku 1 mm





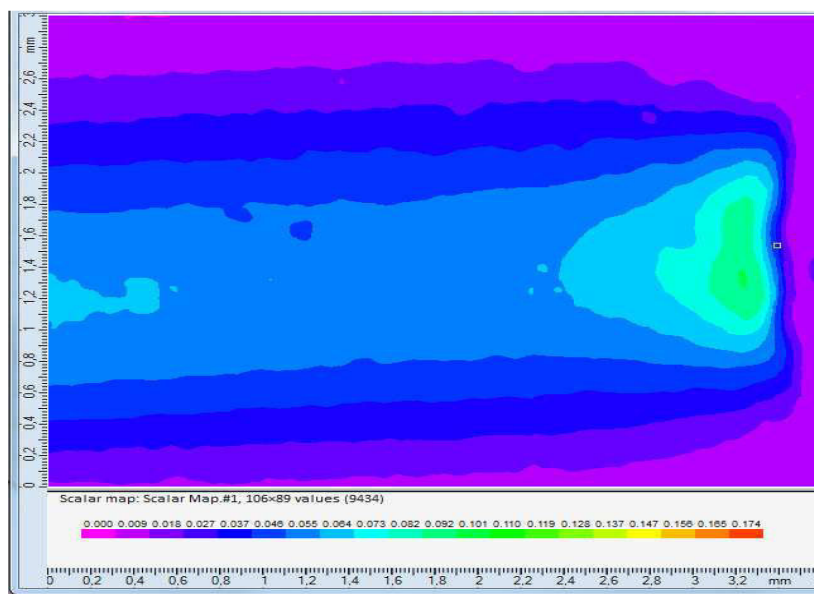
Obr. 69.: Vektorová mapa proudění před zúžením vzorku 1 mm



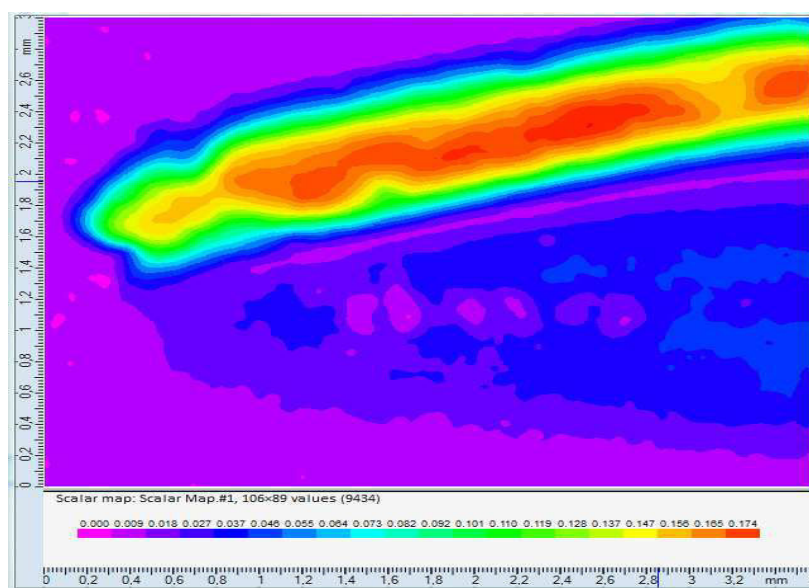
Obr. 70.: Vektorová mapa proudění za zúžením vzorku 1 mm



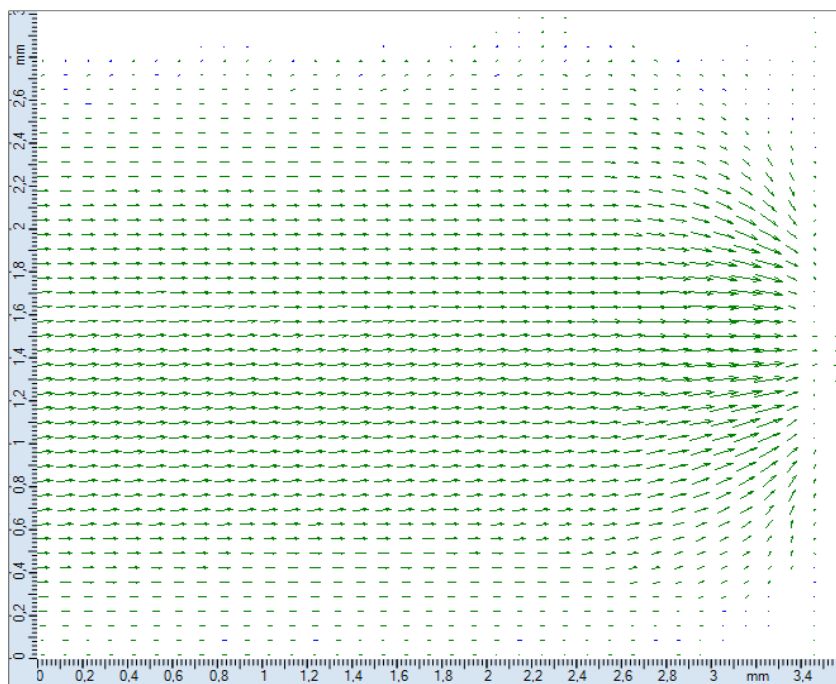
Obr. 71.: Vzorek 3 mm připravený k připojení do tratě



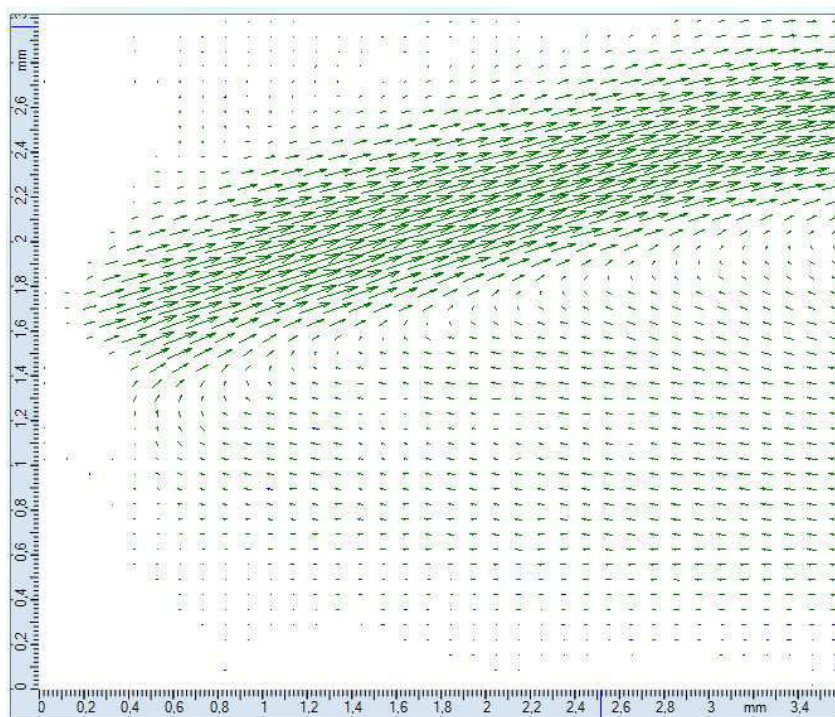
Obr. 72.: Skalární mapa před zúžením vzorku 3 mm



Obr. 73.: Skalární mapa za zúžením vzorku 3 mm



Obr. 74.: Vektorová mapa před zúžením vzorku 3 mm



Obr. 75.: Vektorová mapa za zúžením vzorku 3 mm

Porovnání s experimentem je složité, protože má práce se zabývá průtokem v zúžení, zatímco práce Marka se zabývá průtokem před a za zúžením. Z experimentu vyšlo, že u obou vzorků je možné za zúžením vidět turbulentní jevy. U počítačové simulace tyto jevy vidět nejsou. Dále je na skalární mapě vidět, že maximální rychlost za zúže-

ním u vzorku 3 mm je u horního okraje kanálku (důsledek turbulentního proudění), v případě simulace je maximální rychlost zobrazena uprostřed zúžení, jak je vidět na obr. 64. Dále můžeme vidět, že se výrazně liší rychlost proudění u obou simulovaných modelů a experimentem. Příčinu vidíme v tom, že se kapalina v milimetrových kanálcích nechová jako tradiční newtonovská kapalina.

### 13 Závěr

Práce se měla zabývat matematickou simulací proudění ve cloně a s tím i nastavením okrajových podmínek a ovládnutím simulačního programu. Jako senzor průtoku byla použita diferenční clona, kterou bylo potřeba vymodelovat v programu Autodesk Inventor. Pro simulování proudění jsme si vybrali program Autodesk Simulation Multiphysics.

Byly určeny tři clony s různou délkou zúžení – 0,5 mm, 1 mm a 3 mm, u kterých měly proběhnout simulace pro vodu a vzduch. Nejdříve byly vymodelovány clony podle skutečného modelu. Následně ale bylo zjištěno, že takový model je velice složitý pro simulování, a proto byly vytvořeny pouze modely, které zobrazují vnitřní průtokovou část. Takto vytvořené modely bylo možné relativně jednoduše využít k simulacím proudění jednotlivých tekutin.

Jak můžeme z obrázků (Obr.: 35 – Obr.: 64) vidět pohybujeme se ve velmi vysokých rychlostech proudění. Na začátku jsme očekávali proudění o maximálních rychlostech cca 300 – 400 mm/s, avšak simulace nám zobrazuje maximální rychlosti mezi 739 a 811 mm/s u proudění vody a mezi 647 – 803 mm/s u proudění vzduchu. Toto navýšení rychlosti přičítáme tomu, že se kapalina v milimetrových kanálech pravděpodobně nechová jako tradiční newtonovská kapalina.

Porovnání matematické simulace a paralelně probíhajícího experimentu také není zcela možné. Experiment zjišťoval hodnoty před zúžením a za zúžením, zatímco tato práce se zaměřuje na hodnoty v zúžení.

Naučit se v programu Autodesk Simulation Multiphysics také nebylo jednoduché. Chybí výukové manuály, informace a program není praxi moc rozšířen. Je náročný na hardware počítače, a proto jsem měla problém s rychlostí ovládání a následně i s rychlostí výpočtů simulací. V zadání bylo uvedeno, že se výpočtový model bude vytvářet i v programu Ansys Fluent. Vzhledem k rozsahu práce a náročnému studiu programu Autodesk Simulation Multiphysics bylo od programu Ansys Fluent upuštěno.

Jak je z této práce vidět, matematická simulace není nejvhodnější způsob pro zjišťování průtoku z důvodu vyšší rychlosti proudění v zúžení, než je reálná rychlost proudění. Může nám poskytnout přibližné informace, ale experimentální měření je přesnější.

## Použitá literatura

- [1] ĎAĎO, Stanislav, Ludvík BEJČEK a Antonín PLATIL. *Měření průtoku a výšky hladiny*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 447 s. ISBN 80-730-0156-X.
- [2] KUDRNA, Petr. *Monitorace vysokofrekvenční tryskové ventilace u extrémně a těžce nezralých novorozenců*. Kladno, 2012. Studie v rámci doktorského studia. ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Hozman. Obhájeno.
- [3] PROCHÁZKOVÁ, Radka. *Senzor průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci*. Kladno, 2013. 58 s. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta Biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna. Oponent práce Ing. Richard Grünes, Ph.D. Obhájeno 26. 6. 2013.
- [4] ROUBÍK, Karel. *Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace: Autoreferát habilitační práce k habilitačnímu pokračování za docenta v odbore Biomedicínske inžinierstvo*. Košice, 2006. Autoreferát habilitační práce. Technická univerzita v Košiciach Strojnícka fakulta. ISBN 80-8073-674-X
- [5] ČSN EN ISO 5167-1. *Měření průtoku tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu - Část 1: Obecné principy a požadavky*. 2003
- [6] ČSN EN ISO 5167-2. *Měření průtoku tekutin pomocí snímačů diferenčního tlaku vložených do zcela zaplněného potrubí kruhového průřezu - Část 2: Clony*. 2003.
- [7] IMAHA SPOL. S R.O. *Měření průtoku škrtícími prvky - Měřicí tratě, clony, dýzy ISA a Venturiho trubice a dýzy* | IMAHA spol. s r.o. [online]. Design JIRAK, code sStudio, 2012 [cit. 2013-11-11]. Dostupné z: <http://www.imaha.cz/kategorie/merici-trate-clony-dyzy-isa-venturiho-trubice-a-dyzy>
- [8] *Bunnell Incorporated: High Frequency Specialists* [online]. 2013 [cit. 2013-11-18]. Dostupné z: <http://www.bunl.com/index.html>
- [9] MIRELES-CABODEVILA, Eduardo. Alternative modes of mechanical ventilation: A review for the hospitals. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*. 2009, roč. 76, č. 7, 417 - 430.

- [10] Habre W. Neonatal ventilation. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*. 2010, 24: 353-364
- [11] MUNTAU, Ania Carolina. *Pediatric*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2525-3.
- [12] DORT, Jiří. A KOL. *Ošetrovatelské postupy v neonatologii*. 1. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011. ISBN 978-80-7043-944-9.
- [13] STRAŇÁK, Zbyněk. *Současné možnosti monitorování novorozenců: Současné možnosti monitorování novorozenců velmi nízké porodní hmotnosti se syndromem dechové tísně. Neonatologie* [online]. [cit. 2014-04-12]. Dostupné z: <http://www.neonatologie.cz/odborne-publikace/soucasne-moznosti-monitorovani-novorozencu/>
- [14] BLEJCHAŘ, Tomáš. *Turbulence: Modelování proudění - CFX*. Ostrava, 2010. Dostupné z: [http://www.338.vsb.cz/PDF/Turbulence\\_ESF\\_v4.pdf](http://www.338.vsb.cz/PDF/Turbulence_ESF_v4.pdf). Učební text. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava.
- [15] HŘIBALOVÁ, Barbora. *Vliv senzoru průtoku v neonatologické ETC na parametry vysokofrekvenční ventilace*. Kladno, 2013. Bakalářská práce. ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Petr Kudrna. Obhájeno 2013.
- [16] Laminární a turbulentní proudění. *Fyzikální sekce Matematicko-fyzikální fakulty UK* [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: [http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz\\_fyziky\\_pro\\_DS/display.php/kontinuum/4\\_5](http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz_fyziky_pro_DS/display.php/kontinuum/4_5)
- [17] Prescribed Turbulence Condition. *Autodesk* [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: [http://download.autodesk.com/us/algos/userguides/mergedProjects/setting\\_up\\_the\\_analysis/fluid\\_flow/Loads\\_and\\_Constraints/Prescribed\\_Turbulence\\_Condition.htm](http://download.autodesk.com/us/algos/userguides/mergedProjects/setting_up_the_analysis/fluid_flow/Loads_and_Constraints/Prescribed_Turbulence_Condition.htm)
- [18] Leštěný hliník. *Torisort group* [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: <http://www.torisortgroup.cz/lesteny-hlinik/>
- [19] Turbulence free-stream boundary conditions. *CFD Online* [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: [http://www.cfd-online.com/Wiki/Turbulence\\_free-stream\\_boundary\\_conditions](http://www.cfd-online.com/Wiki/Turbulence_free-stream_boundary_conditions)

- [20] *Senzor pro měření průtoků*. Brno, 2011. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav mikroelektroniky. Vedoucí práce Ing. Petr Kosina.
- [21] KRAUSE, Egon. *Fluid Mechanics: With Problems and Solutions, and an Aerodynamic Laboratory*. Německo: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005, s. 31-67. ISBN 3-540-22981-7.
- [22] JAHODA, M. *Počítačová dynamika tekutin (CFD): Okrajové podmínky*. Dostupné z: [http://www.vscht.cz/uchi/ped/cfd/cfd.Fluent.okrajove\\_podminky.pdf](http://www.vscht.cz/uchi/ped/cfd/cfd.Fluent.okrajove_podminky.pdf)
- [23] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. *Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací*. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014, ISBN 978-80-7494-049-1

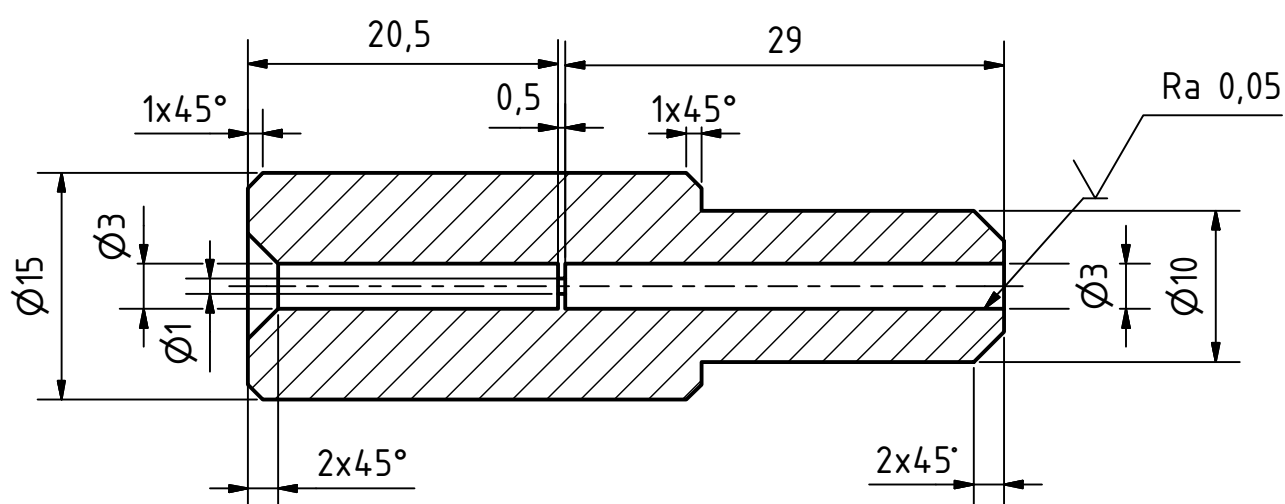


## **Seznam příloh**

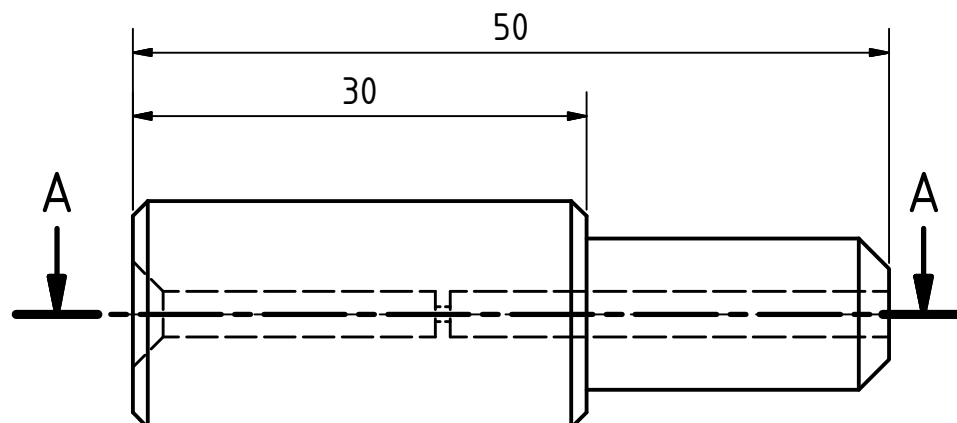
1. Clona s délkou zúžení 0,5 mm
2. Clona s délkou zúžení 1 mm
3. Clona s délkou zúžení 3 mm
4. Obsah CD



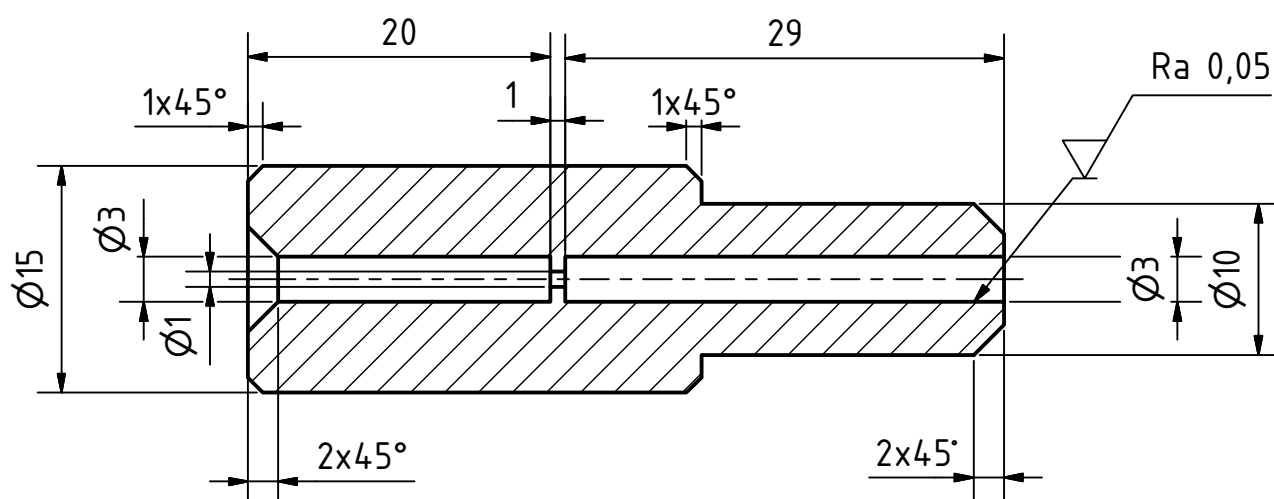
A-A ( 2 : 1 )



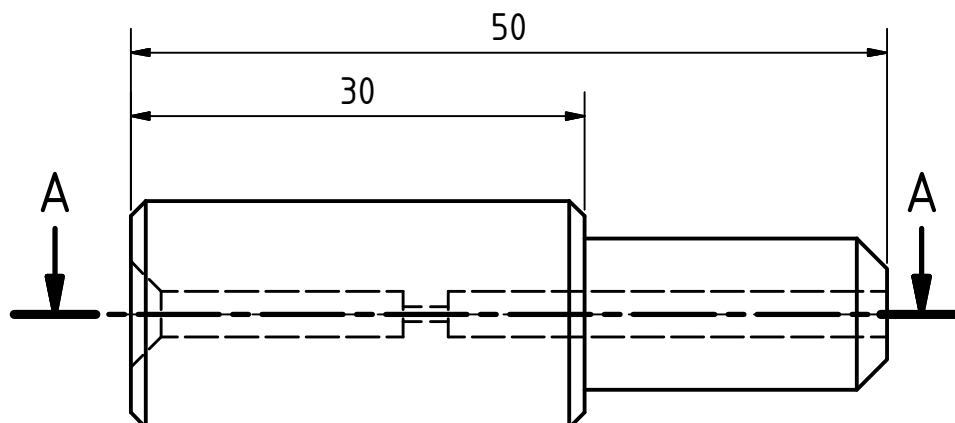
					Datum	Jméno			
				Nakreslen	9.4.2014	Verča			
				Zkontrolován					
				Norma					
						clona 0,5mm		1	
								A4	
Stav	Změny	Datum	Jméno						



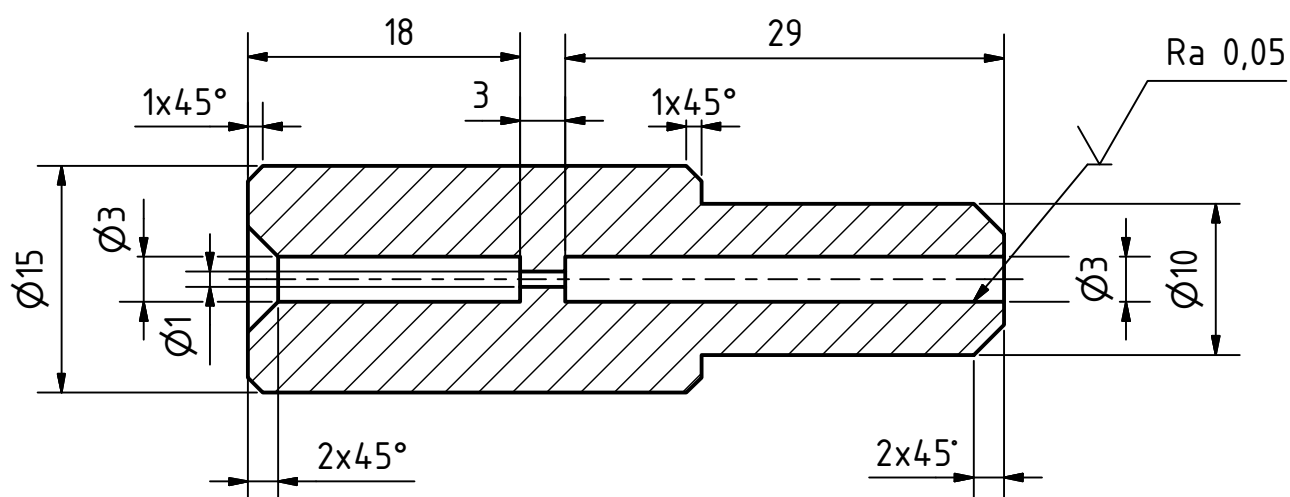
A-A ( 2 : 1 )



				Datum	Jméno		
				Nakreslen	9.4.2014	Verča	
				Zkontrolován			
				Norma			
							1
							A4
Stav	Změny	Datum	Jméno				



A-A ( 2 : 1 )



				Datum	Jméno		
				Nakreslen	9.4.2014	Verča	
				Zkontrolován			
				Norma			
							1
							A4
Stav	Změny	Datum	Jméno				

## **Obsah CD**

Bakalarska\_prace\_2013\_Lamacova\_Veronika.pdf

Složka: Inventor – sestava

Složka: Inventor – clona

Složka: Inventor – clona\_k\_simulaci

Složka: Simulace – voda

Složka: Simulace - vzduch